الميكانيكا الحيوية

التقويم والقياس التحليلي في الأداء البدني

تأليف

دكتور عادل عبد البصير

كلية التربية الرياضية (للبنين)

بالقاهرة — جامعة حلوان

الجهاز المركزى للكتب الجامعية والمدرسية

والوسائل التعليمية

طبعة ١٩٨٣ / ١٩٨٤

إهداء

إلى زوجتى واولادى ايهاب ولمياء وهيثم
إلى جميع الزملاء فى مجال التربية الرياضية
أُهدى هذا المؤلف اعترافاً بما لهم من أفضال


الله
بسم الله الرحمن الرحيم

قائمة المحتويات

الموضوع	رقم الصفحة

الفصل الرابع

قائمة الجداول

قائمة الاشكال

رقم الشكل	العنوان	رقم الصفحة

رقم الشكل	العنوان	رقم الصفحة

تقديم

يستثير الاهتمام المتزايد بدراسة الأداء الحركى للانسان فى الانشطة الرياضية المختلفة العاملين فى مجال تدريس وتدريب المهارات الحركية المرتبطة بالانشطة الرياضية المختلفة لدراسة العوامل المؤثرة بطريقة مباشرة أو غير مباشرة فى الاداء الحركى الانسانى سواء كانت هذه العوامل عوامل بيولوجية أو فسيولوجية أو تشريحية أو عوامل إجتماعية وبيئيه ونفسية أو عوامل تدريبية أو عوامل ميكانيكية لتجميع مادة نظرية توضح العلاقات المتداخلة لكل من هذه العوامل ومدى إرتباطها ببعضها البعض بغية الوصول إلى تعميمات يمكن عن طريقها ترشيد عملية التعليم والتدريب وتحسين الأداء الحركى لإنجاز أفضل النتائج الرياضية .

ويعتبر علم الميكانيكا الحيوية فى مقدمت العلوم التى تهتم بدراسة وتحليل الأداء الحركى الإنسانى فى اطار العوامل المؤثرة على الأداء الحركى السابقة مستخدما فى ذلك أساليب ووسائل متباينه ومتعددة .

ويعتبر التقويم والقياس من أهم الوسائل التى يعتمد عليها العاملين فى شتى مجالات المعرفة عامة وفى مجال الميكانيكا الحيويه بخاصة لتجميع المادة النظرية التى تمكنهم من الأبداع والابتكار فى مجالات الانشطة الرياضية المتعددة .

ونظراً لاهمية التقويم والقياس فى المجال الرياضى تناوله الكثير من الباحثين فى كل من مجالات علم النفس والتربية (٣) والتربية البدنية (١٤) غير أن القليل منهم تناوله فى مجال الميكانيكا الحيوية (٨، ١٠) .

لذا فان هذا المؤلف ركز فى المقام الأول على عاملين أساسيين هما :-

١ - تجميع المادة النظرية اللازمة لدراسه وتحليل الحركة الرياضية وفق العوامل الميكانيكية المؤثرة على مستوى الأداء الحركى بعد التعبير عنها كمعيار يمكن عن طريقه تقويم الأداء الحركى .

٢ - تطبيقات عملية للطرائق والوسائل العلمية لدراسة وتحليل الحركة الرياضية .

ويأمل المؤلف أن يساهم هذا المرجع فى افادة العاملين فى مجال الميكانيكا الحيوية لترشيد عملية التدريس والتدريب على المهارات الرياضية .

والله ولى التوفيق ،

المؤلف

الفصل الأول

١ ـ ٠ التقويم والقياس .
١ ـ ١ مفهوم التقويم والقياس فى المجال الرياضى .
١ ـ ٢ أهمية التقويم والقياس فى مجال الميكانيكا الحيوية .
١ ـ ٣ طرق ووسائل التقويم فى مجال الميكانيكا الحيوية .

١ - التقويم والقياس The Test and Measurement .

١ - ١ مفهوم التقويم والقياس فى المجال الرياضى .

(أ) مفهوم التقويم .

- تعنى كلمة تقويم الشئ تقدير قيمته ووزنه أو إصدار الأحكام عليه .

كما يمتد مفهوم التقويم أيضا الى مفهوم تحسين أو تعديل أو تطوير ، حيث تعتمد هذه العلميات أساساً على فكرة إصدار الأحكام .

فالتقويم هو الحكم على الأشياء أو الأفراد لاظهار المحاسن والعيوب ومراجعة صدق الفروض الأساسية التى يتم على أساسها تنظيم العمل وتطويره .

ويرى فؤاد أبو حطب ، سيد عثمان (التقويم التربوى والنفسى) أن التقويم يعنى أصدار حكم على مدى تحقيق الأهداف المنشودة على النحو الذى تتحدد به تلك الأهداف ويتضمن ذلك دراسة الآثار التى تحدثها بعض العوامل والظروف فى تيسير الوصول الى تلك الأهداف أو تعطيلها (١٤) .

والتقويم فى التربية الرياضية لا يخرج عن المفهوم السابق فهو يتضمن تقديراً لأداء التلاميذ واللاعبين ثم اصدار أحكام على هذا الأداء فى ضوء اعتبارات محددة لمواصفات الأداء كما أنه يتضمن أيضا تقويم مقدار الحصيلة التى تعبر عن التغيرات التى تم الوصول اليها عن طريق ممارسة برامج التعليم أو التدريب كما يتضمن التقويم فى التربية الرياضية أيضا اصدار الأحكام على البرامج والمناهج وطرق وأساليب التعليم والتدريب والامكانات وكل مايتعلق بتعليم وتدريب المهارات الحركية ويؤثر فيها .

وبالرغم من تعدد الأنشطة الرياضية وكثرتها إلا أن التقويم قد طرقها جميعاً بدون استثناء فصبغها بالصبغة العلمية التى هيأت لها الطريق السليم للتقدم والرقى وفى هذا الصدد يقول بيوشر Bucher عن التقويم والقياس فى التربية الرياضية «استخدام القياس والتقويم أمر يبدو حتمياً اذا ما أردنا أن نعرف مدى فائدة أو فاعلية البرامج التى تدرس وما يتم عن طريقها ، وإذا أردنا التحقق من أن هذه البرامج تحقق فعلا الأغراض الموضوعة من أجلها . فالقياس والتقويم أمور تساعد فى التعرف على مواطن الضعف فى الأفراد وفى البرامج ، كما أنها تبين قيمة التعليمات ومدى التقدم»

(ب) مفهوم القياس .

تعنى كلمة القياس من وجهة النظر الاحصائية تقدير الأشياء والمستويات تقديراً كمياً وفق إطار معين من المقاييس المدرجة . ويعضد ذلك ثورنديك Thorndik فى قوله «كل ما يوجد يوجد بمقدار وكل مقدار يمكن قياسه» .

ويشير تيلور Tyler الى أن مصطلح القياس كما يستخدمه النفسيون يعطى مدى واسعاً من أوجه النشاط تشترك جميعها فى استخدامها للأرقام وأهم تعريف للقياس هو أنه «تحديد أرقام طبقاً لقواعد معينة» .

ويقول بين Bean عن القياس فى التربية وعلم النفس أنه «مجموعة مرتبة من المثيرات أعدت لتقيس بطريقة كمية أو بطريقة كيفية بعض العمليات العقلية أو السمات أو الخصائص النفسية» (١٤) .

وغالبا ما يتضمن القياس جمع ملاحظات ومعلومات كمية عن موضوع القياس ، هذا علاوة على أنه يتضمن أيضا عمليات المقارنة ويتأثر القياس بطبيعة العملية أو السمة المقاسة ، فبعض السمات يمكن التحكم فى قياسها بدقة مثل قياس طول القامة أو وزن الجسم فى حين أن البعض الآخر يصعب التحكم فى قياسها بنفس القدر مثل قياس بعض العمليات العقلية وسمات الشخصية وذلك بسبب تعقدها وتأثيرها بالعوامل الذاتية .

(جـ) الفرق بين التقويم والقياس .

يرى جرونلاند Gronland أن التقويم أكثر عمومية من القياس ، فالتقويم فى ضوء كونه عملية أصدار أحكام واتخاذ قرارات عملية قد تتطلب استخدام أدوات القياس أو عدم استخدامها ، وفى كلتا الحالتين يتضمن اصدار أحكام قيمية .

وتتفق رمزية الغريب مع الشق الأول من رأى جرونلاند فى أن التقويم يعتبر أعم من القياس وأن القياس يعتبر أحد وسائله وأدواته ، ولكنها تختلف مع جرونلاند فيما يتعلق بإمكانية استخدام التقويم للقياس أو عدم استخدامه ، إذ ترى أن التقويم لا يمكن أن يستغنى عن استخدام القياس فى أى صورة من صوره . وتدلل على رأيها فى كونه التقويم أعم من القياس فى أن التقويم يقترن بالأهداف الواسعة نسبيا والتى كثيرا ما تتسع حتى تشمل نظاما تعليميا بأسره ، أو تقويم نوع معين من التربية أو تقويم شخصية المعلم أو التلميذ (٤) .

ويحدد مونرو Monroe الفرق بين التقويم والقياس فى أن القياس يكون الاهتمام فيه موجها لنواح معينة هى تحصيل المادة أو المهارات أو القدرات الخاصة . ولكن التقويم يوجه الاهتمام الى التغيرات العريضة فى الشخصية .

كما يقرر بيرير Beyrer ، أبير تيوفيل Oberteufel أن القياس يركز على المهارات أو المعرفة فى الوقت الذى قيست فيه ، أما التقويم فهو عملية مستمرة تهدف إلى الحكم على مقدار التغير لفترة زمنية محددة (١٤) .

ويتضح مما سبق أن هناك شبه اجماع على أن التقويم أعم وأشمل من القياس ، وأن القياس عبارة عن احدى الأدوات التى يستخدمها التقويم فى تقدير ووزن وإصدار الأحكام على الظواهر والأفراد والموضوعات والأحداث .

١ ـ ٢ أهمية التقويم والقياس فى مجال الميكانيكا الحيوية .

أن استخدام وسائل التقويم وبالذات الاختبارات والمقاييس تعد أحد الدعائم الرئيسية التى يرتكز عليها علم الميكانيكا الحيوية فى إرساء قواعده كعلم حيث يقول هوخموث Hochmuth فى هذا الصدد «أن تقدم الميكانيكا الحيوية أعتمد أعتماداً كبيراً على مستوى التطور الذى طرأ على وسائل التقويم والقياس والتى اعتمدت بدورها على مستوى التقدم العلمى والفنى بصفة عامة» (٣) .

كما يرجع الفضل فى ارتفاع المستوى العلمى الحادث فى مجال الميكانيكا الحيوية الى التطور المستمر لأجهزة التصوير السينمائى وأجهزة قياس القوى وامكانية استخدامها كوسائل لتقويم حركة الانسان .

ولقد بلغت أهمية التقويم والقياس فى مجال الميكانيكا الحيوية حتى أصبحت عاملا مؤثراً للنجاح فى إجراء الأبحاث على الحركات التى تتم فى مناطق بعيدة بواسطة جهاز تسجيل القوى باستخدام أجهزة القياس بالأبراق اللاسلكى Radiotelemetric مما أدى الى اكتشاف معلومات جديدة والتنبؤ بتقدم المعلومات عن الميكانيكا الحيوية بصورة سوف تفوق ما عليه الآن .

١ ـ ٣ طرق ووسائل التقويم فى مجال الميكانيكا الحيوية .

علم الميكانيكا الحيوية هو العلم الذى يبحث فى الأداء الحركى للانسان والحيوان ويدرس فيه الحركة التى يقوم بها ، ويسعى هذا العلم فى الميدان الرياضى الى دراسة المنحنى الخصائص للمسار الحركى للحركة الرياضية سعياً وراء تحسين التكنيك

الرياضى وذلك بهدف تصحيحه وتطويره وفقاً لاحدث النظريات العلمية للتدريب الرياضى . لذا يلجأ العاملون فى مجال الميكانيكا الحيوية للحركات الرياضية الى استخدام طرق ووسائل التقويم المناسبة لدراسة الحركات الميكانيكية التى يأتى بها الانسان أو الحيوان مع مراعاة خصائص تلك الحركات وشروط أجهزتها الحركية التى تعتمد على العوامل البيولوجية للأعضاء من الناحية الوظيفية .

وبالرغم من أن الاتجاه الحديث للتقويم فى مجال الميكانيكا الحيوية ينحو نحو التقويم الموضوعى إلا أنه فى بعض الأحيان عندما يتعلق الأمر بتقويم الحركات الرياضية بطريقة سريعة وبهدف ترتيب اللاعبين كما يحدث فى بطولات الجمباز ، والتمرينات الفنية والغطس والباليه والرقص والعروض الرياضية يلجأ المتخصصون إلى استخدام طريقة التقويم الذاتى والتى يتم حبكها بشروط وتعليمات دقيقة بهدف رفع موضوعيتها .

ويرتبط التقويم الذاتى فى مجال الميكانيكا الحيوية بطريقة المحلفين بينما يرتبط التقويم الموضوعى بطريقة التحليل الحركى .

٥ طريقة المحلفين .

تتلخص هذه الطريقة فى تعيين عدد من المحلفين أو الخبراء أو الحكام يؤخذ رأى كل منهم فى مستوى الأداء الحركى للمهارة المراد تقويمها وفق محددات وتعليمات وارشادات قانون اللعبة وتجمع درجات المحلفين وتقسم على عددهم والمتوسط الناتج يعتبر درجة تقويم مستوى الأداء الحركى للمهارة .

ويحدد عدد المحلفين وفق تعليمات وارشادات القانون الدولى للنشاط الرياضى التابع له المهارة المراد تقويمها ففى الجمباز على سبيل المثال نجد أن طريقة المحلفين المستخدمة فى الحكم على مستوى أداء اللاعبين تتلخص فى تعيين خمسة حكام من قائمة الحكام المعتمدين بالاتحاد المصرى للجمباز على كل جهاز وتختار اللجنة الفنية أحدهم بالأسم رئيسا على الحكام الأربعة الآخرين الذين يعبركل منهم عن رأيه فى الأداء الحركى للاعب الجمباز بالدرجات التى تتراوح بين صفر ، ١٠ درجات حيث يتم حذف أعلى درجة وأقل درجة ويؤخذ متوسط الدرجتين المتوسطتين حيث يعبر هذا المتوسط عن الدرجة النهائية التى حصل عليها اللاعب ويبنى رأى الحكام الأربعة حسب تعليمات وإرشادات القانون الدولى للجمباز .

• **طريقة التحليل الحركى**

أن الارتقاء بالتدريب والتدريس الى المستويات العالمية لم يسمح أن يترك للمدرب أو المدرس الحكم على صحة الحركة بالتقدير العام مهما كانت قدرته لأن النظر لا يمكنه إستيعاب الأداء الحركى الذى يقل زمنه عن $\frac{١}{٢٤}$ من الثانية لذلك يحتاج الأمر إلى تسجيل الحركة بالتصوير السينمائى أو قياس القوى كدالة بالنسبة للزمن لامكان دراسة المتغيرات المظهرية من حيث التقدير البيانى للتغيرات الحركية حتى يمكن التعرف على المقادير المختلفة للقوة التى يبنى عليها حقيقة الأداء ويستخدم لتحقيق ذلك عدة وسائل منها مايلى :—

١ — القياس اللحظى بواسطة الخلايا الضوئية Electronic Stroboscopic .
٢ — جهاز ضبط الزمن Cronograph .
٣ — التصوير بالأثر الضوئى Chronophotography .
٤ — تصوير النبضات الضوئية (فوتوجرافيا) Cyclogrametery .
٥ — جهاز تسجيل السرعة Speedograph .
٦ — التصوير السينمائى Cinematography .
٧ — التصوير الدائرى Chrono cyclography .
٨ — منصة قياس القوى Force Platforme .

ونظرا لانتشار استخدام الوسائل (٦ ، ٧ ، ٨) فى بحث ودراسة الحركة الرياضية سوف نتناولها بالشرح التفصيلى فيما يلى : —

٦ — التصوير السينمائى .

تطور فى الأعوام الأخيرة التصوير السينمائى فى المجال العلمى باستخدام أداة التصوير السينمائية ذات الدقة العالية فى السرعات بالاضافة الى التطور الكبير الذى طرأ على وسائل التحميض وقد استفاد العمل العلمى من هذا التطور وخاصة فى ميدان الميكانيكا الحيوية حيث أصبح من المستطاع استخدام آلات التصوير السينمائى فى تصوير اعداد كبيرة من الصور السينمائية فى وحدات زمنية صغيرة ، بحيث أصبحت المسافة بين وضع الجسم من صورة الى أخرى متناهية فى الصغر (ds) ، وكذا الفترة الزمنية لحدوث هذه الحركة للجسم أصبحت أيضا متناهية فى الصغر (dt) (٣٠) .

• **إجراءات تنظيم عملية التصوير السينمائى .**

تتطلب اجراءات تنظيم عملية التصوير السينمائى ما يلى :ـ

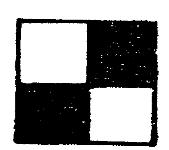
أولا ـ الأجهزة والمعدات .

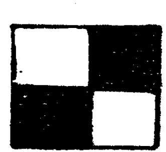
١ ـ كاميرة تصوير سينمائية ٨ مم أو، ١٦ مم ذات سرعات متعددة وتعمل بمصدر كهربائى .

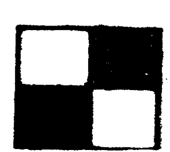
٢ ـ حامل ثلاثى لكاميرة التصوير .

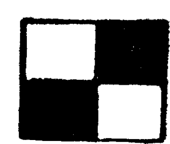
٣ ـ أفلام خام ذات حساسية مناسبة لنوع ومكان ووقت التصوير .

٤ ـ علامات أرشادية ضابطة تحدد خلفية الصور كما فى شكل (١) .





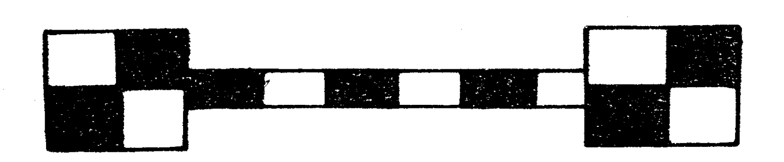




شكل (١)

العلامات الارشادية الضابطة

٥ ـ عارضة قياس مقسمة بدقة لتحديد مقياس الرسم عند تحليل الصور كما فى شكل (٢) .



شكل (٢)
عارضة تحديد مقياس الرسم

٦ - شريط قياس صلب لتحديد أبعاد التصوير .
٧ - خيط فى نهاية مسمار يثبت أسفل حامل الكاميرا .
٨ - ميزان مائى .
٩ - مثلث كبير لرسم الخطوط المتعامدة .
١٠ - شريط من البلاستر اللزج (ألوان) لتعليم مراكز مفاصل الجسم .
١١ - مقص .
١٢ - جهاز قياس شدة الإضاءة لتحديد فتحة العدسة المناسبة لسرعة التردد المستخدمة فى الكاميرة فى حالة عدم وجود هذا الجهاز بالكاميرا .
١٣ - ساعة اليكترونية كبيرة ($\frac{١}{١٠٠٠}$ ، $\frac{١}{١٠}$ من الثانية) توضع فى مجال التصوير - يرجع إليها فى حساب الزمن فى حالة عدم معايرة الكاميرا .
١٤ - لوحات مرقمة لتحديد ترتيب المحاولات أثناء التصوير .
١٥ - الأدوات أو الأجهزة الخاصة بالمسابقة الرياضية المقرر تصوير اللاعبين خلال أدائها .
١٦ - عدد ٤ مصادر اضاءة قوة كل منها ١٠٠٠ KW لا ستخدامها فى حالة اجراء التصوير داخل صالات التدريب .
١٧ - ستارة من القماش الأسود على شكل مربع طول ضلعه ٤ متر لاستخدامها كخلفية عند التصوير .

ثانيا - اعداد مكان التصوير .

يتم اعداد مكان التصوير وفق الخطوات التالية :-

١ - تحديد المجال الذى سيتم فيه التصوير ومكان الهدف المراد تصويره سواء كان على الأرض أو على جهاز (مثل جهاز المتوازين أو العقلة أو الحصان ... الخ) .

٢ ـ توضع الستارة السوداء (الخلفية) خلف الغرض المراد تصويره بحيث يكون الغرض فى منتصفها مع ملاحظة تثبيتها .
٣ ـ توضع العلامات الارشادية الضابطة فى خلفية مجال التصوير وفى مجال الحركة بالضبط .
٤ ـ توزيع مصادر الاضاء على أركان مجال التصوير فى حالة ما اذا تم التصوير فى صالة مغلقة .
٥ ـ التأكد من عدم وجود أى إنحرافات فى مكان التصوير ويتم ذلك باستخدام الميزان المائى .

ثالثا ـ اعداد وضع كاميرة التصوير .

١ ـ تأكد من أن الكاميرا تعمل .

٢ ـ تأكد من أن الكاميرا قد ضبطت على السرعة المطلوب استخدامها فى التصوير بعد معايرتها .

٣ ـ ضع الفيلم فى الكاميرا وتأكد من وضعه الصحيح فيها وذلك بتشغيلها لمدة ثانية أو ثانيتين .

٤ ـ ضع الكاميرا على حامل التصوير الثلاثى .

٥ ـ تأكد من عدم وجود أى انحراف أو تغيير فى مستوى كاميرة التصوير وذلك باستخدام الميزان المائى .

٦ ـ تأكد من أن المحور البصرى المار من بؤرة عدسة الكاميرة عموديا على المستوى الفراغى لمسار الحركة للغرض المرصود وأن ارتفاع عدسة التصوير فى مستوى الغرض المرصود فاذا كان الغرض المرصود هو الشخص فيجب أن تكون عدسة الكاميرا فى مستوى حوض الشخص وعمودية على منتصف المسافة بين مفصلى الفخذين بينما تكون عدسة الكاميرة فى مستوى ارتفاع الجهاز الذى يتم عليه أداء المهارة وعمودية على نقطة اتصال اللاعب بالجهاز (نقطة التعلق أ ، الارتكاز) من أحد الجانبين إذا كان التصوير سوف يتم على المحور الأفقى ، وتحقق بقياس المسافة بين عدسة الكاميرا والأرض بخيط أو بالشريط ومطابقتها بارتفاع الجهاز .

٧ ـ فى حالة تصوير الحركة على المحور الرأسى تتبع ماجاء فى البند (٦٣) مع ملاحظة أن تكون الكاميرا عمودية على المستوى الأفقى بمعنى أن يكون المحور الرأسى لعدسة الكاميرا مواز للمحور الرأسى لمسار الحركة .

٨ - فى حالة تصوير المسار حول المحورين الرأسى والأفقى ننفذ ما جاء فى البندين (٦ ، ٧) مع ملاحظة .
اجراء تشغيل الكاميرتين فى تزامن واحد بمعنى التحكم فى تشغيل الكاميرتين بمصدر كهربائى واحد .

٩ - لضمان عدم حدوث إنحراف أو تغيير عند إعادة الصورة مرة أخرى بعد تصويرها ، يجب إلى جانب جعل المحور البصرى لكاميرة التصوير عموديا على مستوى الحركة أن تكون زاوية الصورة متناهية فى الصغر عن طريق التصوير من مسافات كبيرة باستخدام عدسات مقربة بالاضافة إلى جعل الزاوية دائما قائمة تقريبا .

ثالثا - تجهيز اللاعب للتصوير

١ - يجب أن يرتدى اللاعب الملابس الرياضية المستخدمة بحيث تكون ملتصقة بالجسم تماما أو أن يتحرر من ملابسه ، فيما عدا لباس بحر أو شورت قصير مناسب .

٢ - يراعى ان يكون هناك تباينا بين لون الملابس الرياضية التى يرتديها اللاعب وبين لون خلفية التصوير فاذا كانت خلفية التصوير سوداء يفضل ان يكون لون ملابس اللاعب بيضاء والعكس صحيح . كما يجب ان يتحقق هذا التباين فى اللون أيضا بين الجهاز او الأداه وكل من الملابس والخلفية وذلك لتسهيل عملية نقل النموذج التخطيطى للاوضاع التى يمر بها اللاعب خلال المسار الحركى والتى سوف تحدد كنقاط للدراسة فيما بعد .

٣ - توضع علامات واضحة على شكل (X) أو نقطة كبيرة (•) على النقط التشريحية لمفاصل جسم اللاعب المواجهة لعدسة التصوير ويتحقق ذلك يلصق شريط من البلاستيك اللزج بأحدى الشكلين السابق تحديدهما على النقط التشريحيه للمفاصل بحيث يكون طول الشريط الملتصق من ١ : ١٫٥ سم كما يراعى أن أماكن النقاط التشريحية لمفاصل الجسم تحدد كما يلى :-

- توجد النقطة الممثلة لمسقط مركز ثقل الرأس فوق الحافة العليا الوحشية للفتحه السمعية .
- مركز مفصل الكتف تمثله نقطة على النتؤ الأخر ومى لعظم اللوح .
- مسقط مفصل المرفق تمثله نقطة فوق العقدة الوحشية لعظم العضد Lateral epicondyle .

- مسقط مركز مفصل رسغ اليد تمثله نقطة على نتوء عظم الكعبرة Processus styloideus .
- مسقط مركز مفصل الفخذ تمثله نقطة على المدور الكبير لرأس عظم الفخذ .
- مسقط مركز مفصل الركبة تمثلة نقطة أعلى العقدة الوحشية لنهاية عظم الفخذ من أسفل .
- مسقط مركز مفصل رسغ القدم تمثله نقطة على الكعب الوحشى لعظم الشظية .

وفى حالة تصوير الحركات ذات المدى الواسع فإنه يجرى إستبدال العلامات الصغيرة للبلاستر اللزج بوضع أشرطة من البلاستر تحيط بالوصلات عند مستوى مركز ثقلها .

- يجب مراعاة عند تصوير الحركات الرياضية التى تستخدم فيها أداة (جلة ، رفع اثقال ... الخ) ان تضاف علامة تحدد مركز ثقل هذه الأداه .

رابعاً ـ إجراء عملية التصوير

بعد الانتهاء من الاجراءات السابقة فى البنود أولا ، ثانيا ، ثالثا ، يتم التصوير وتسجيل جميع البيانات المتعلقة بكل محاولة فى الاستمارة الخاصة بها الموضحة فيما يلى :—

استمارة تسجيل بيانات التصوير

الهدف ------------- التاريخ -----------------------

الدارس ------------------ الحركة -----------------------

زمن البداية --------------- الزمن الكلى ---------------------

زمن العرض --------------- العدسة ------- الحاجز/البؤرى ---------

حالة الاضاءة --

فنية الاضاءة (النوع والعدد) ----------------------------

الخلفية --

علامات الرجوع ---------------------------------------

المطابقة ---

معايرة سرعة آلة التصوير ------------------------------------
ارتفاع آلة التصوير---- بعد آلة التصوير عن الهدف------------
مقياس الفيلم------------------------------------
الموضوعات (العدد، علامات المفاصل، ... الخ)------------

تكرار الفيلم (الهيكل، أمر التصوير، ... الخ)------------

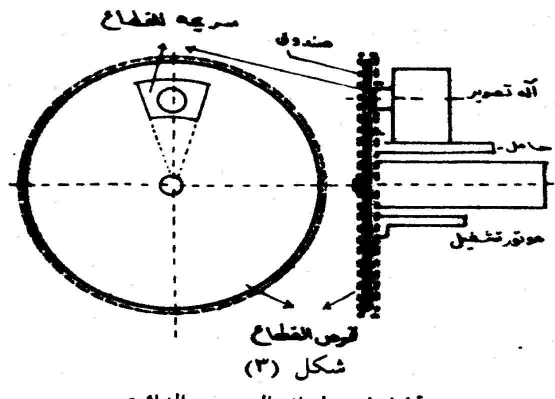
التعليق------------------------------------
----

٧ ـ التصوير الدائرى chrono cyclography .

يشير كل من ريشير Richer (١٩٧٤)، هوخموث Hochmuth (١٩٧٤)، بتروف Petrov (١٩٦٧) إلى إرتباط تحليل وتقويم سلسلة الصور المتتابعة المأخوذة من النموذج التخطيطى باستخدام التصوير السينمائى (مجموعة التصوير اللحظى المتسلسل) من خلال النموذج التخطيطى القياسى للحركة (الكينوجرام) بالعديد من أخطاء الضبط والتوجيه عند رسم ورصد كل صورة على حدة، والتى يؤدى تجميعها التراكمى إلى التأثير على الدقة القياسية لمنحنى علاقة (المسافه ـ الزمن)، بالاضافة إلى تطلب ذلك الكثير من الوقت والجهد سواء فى تجهيز الكنيوجرام أو فى الحصول على المعطيات والنتائج منه. فى حين نجد أن التحليل والتقويم فى حالة التصوير الدائرى لا يستدعى ذلك سوى دراسة صورة كلية واحدة تتزامن فيها بدقة مجموعة من اللقطات أو النقاط الضوئية المسجلة لمراحل الحركة المرصودة والتى يؤدى مجرد استعراضها إلى مدنا بمعلومات فورية سريعة عن طبيعة المسار الحركى للأداء موضوع الدراسة (نفريديف Nefredf ١٩٧٢، دونسكوى Donskoy ١٩٧١ وغيرهم) (٢) .

ويرى هوخموث أنه بالرغم من أن مساوئ التصوير السينمائى يمكن تلافيها فى التصوير الدائرى إلا أن الأخير يعيبه ضرورة وجود خلفية معتمة إلى جانب ضرورة ظهور الهدف المرصود بصورة مضاءة تماما ـ أبيض بقدر الامكان ـ بالاضافة إلى أن

هذا الاسلوب لايكون قابلا للاستخدام اذا كان اللاعب لا يغير موضعه فى الحركة كما يحدث فى الدوران حول المحور الطولى للجسم ويعتمد التصوير الدائرى على أساس أن حركة اى جسم من الأجسام يمكن تصويرها فى فترات زمنية يثبت بعدها عن بعض (dt) لعدة أوضاع متغيرة فى صورة واحدة على الفيلم الأصلى عن طريق الاضاءة والتصوير على فترات زمنية قصيرة، ويحصل الفرد على هذا باستخدام آلة تصوير عادية يدور أمام عدستها الشيئية قرص دائرى ذو ثقوب يدور على محور يتردد شكل (٣) .



شكل (٣)

رسم تخطيطى لجهاز التصوير الدائرى

(عن هوخموث)

وبهذا الأسلوب يحصل الفرد على صورة تعبر بدقة عن الشكل الايضاحى للغرض المصور .

ويلاحظ انه فى حالة ما اذا كان ثقب القرص الدائرى الحركة على شكل قطاع دائرى، فإن زمن التصوير t_B يمكن معرفته باستخدام المعادلة التالية :—

$$t_B = \frac{\Phi}{360} \cdot \frac{1}{r} \text{ (sec) .... (1)}$$

حيث Φ = زاوية القطاع بالدرجة فى الثانية .

، V = التردد فى $\frac{١}{\text{الثانية}}$

ويتوقف زمن التصوير على كل من زاوية القطاع والتردد، ومن المناسب فى هذه الحالة صنع هذا القرص بطريقة يمكن معها تغيير زاوية القطاع، وهكذا يستطيع الفرد ان يغير من ضبط زمن الصورة عند تغير التردد بما يتفق وما تتطلبه ظروف الإضاءة وسرعة الحركة .

فمثلا عندما تبلغ سرعة الحركة (١٥ م/ث) أو ما يزيد على ذلك، يكون من الضرورى للحصول على صورة واضحة ودقيقة، ان يختار الشخص dt بحيث تساوى $\frac{١}{٢٥٠}$ ث أو أقل، وبالاضافة إلى ذلك فإنه وفقا لزمن التصوير الذى تم اختياره، الاضاءة وحساسية الفيلم يكون لزامنا علينا تحديد شدة الاضاءة، والتأكد من ضبط العدسة على الرقم المبين بدقة تامة .

وهكذا فإن خلال الوقت الذى يحجب فيه القطاع الكامل عدسة التصوير، لا يمر أى إشعاعات ضوئية جانبية، وفى هذه الحالة يجب علينا وضع خلية معتمة لا تسمح بتسرب الضوء حول عدسة القطاع انظر شكل (٣) .

وعند مركز المحور البصرى لآلة التصوير يكون لهذا الصندوق المعتم وعند كل من جانبيه فتحه دائرية يعتمد قطرها على زاوية العدسة، كما يجب وضع حاجز عند الفتحة الخلفية لهذا الصندوق المعتم بشكل يجعل العدسة الشيئية لا تسمح بمرور أى ضوء عند غلقها، بينما يسمح بإزاحتها فى اتجاه محورها لاحكام ضبط المسافة .

وفى حالة تثبيت آلة التصوير على مسار حركة معينة وفتحها بمقدار معين يصور الهدف المتحرك على الفيلم الخام من خلال القطاع الحر المختار التى تدور فيه العدسة الدائرية وذلك عند جعل الخلفية غير مرتبطة بالشىء المصور، ووفقا للتفاضل الزمنى dt ، يتم تكرار عملية التصوير هذه، حيث يكون الجسم المصور قد قام فى هذا الزمن يقطع مسافة تفاضلية معينة يرمز لها بالرمز (ds) أثناء حركته المستمرة، لذلك فإن هذا الاسلوب يبين بناءاً على الفارق الحقيقى فى المسافة بالنسبة لبعده عن وضع الصورة السابقة أمراً نسبيا دقيقا مأخوذا من واقع الفيلم .

وتوضع هذه العلاقة النسبيه موضع الاعتبار حيث يمكن عن طريقه حساب السرعة وفقا للمعادلة التالية :

$$V = \frac{ds}{dt} \qquad (m/sec) \qquad .... (2)$$

وفى حالة تعدد وتغير أشكال الحركة الرياضية بشكل لا يحدث فيه حجب صورة لأخرى أمام العدسة الشيئية يصبح من الممكن أجراء عملية ضبط العنصر

الزمنى dt عن طريق تغيير عدد القطاعات بالقرص (١ ، ٢ ، ٣ قطاع) بالاضافة إلى تغير التردد .

وعن طريق معرفة بعد الهدف المصور وبالتقدير المبدئى المنتظر لسرعة الحركة يمكن معرفة العنصر الزمنى الصحيح باستخدام المعادلة التالية :

$$dt = \frac{ds_B}{V_{p.}} \quad (sec) \ldots (3)$$

حيث أن dsb = بعد الهدف المصور فى اتجاه الحركة مضاف إلى قيمته كمية تعوض الفارق المطلوب إيجاده بين كل صورتين .

، Vp = سرعة الحركة .

وفى هذه الحالة لحساب تردد قرص التصوير تستخدم المعادلة التاليه :

$$V = \frac{1}{dt} = \frac{Vp}{ds_B}$$

ويلاحظ أنه لايمكن استخدام طريقة الحساب هذه الا عندما تكون الحركة الانتقالية فى خط مستقيم .

اما فى حالة الحركات المعقدة ـ حركات انتقالية مركبة ، حركات دورانية تتميز بحركات اضافية لأجزاء الجسم فى معظم الاحوال ـ فمن الضرورى بالاضافة لذلك تجربة ما اذا كانت dt لها قيمة حقيقة أم لا (٢ ، ٣) .

٨ ـ منصة قياس القوى

تعددت أنواع أجهزة تسجيل القوى وفق طبيعة الأداء الحركى غير أنها تعتمد فى تصميمها على أساسين :

١ ـ الأساس الميكانيكى .

٢ ـ الأساس الكهربى .

ويشير هوخموث إلى أن أجهزة تسجيل القوى المبنية على أساس ميكانيكى يعيبها مالها من قصوراً ذاتيا كبيراً نسبيا مما يؤثر على القراءات ويمكن الاعتماد على نتائجها فى الاستفاد بها فى حالات اجراء الابحاث الأولية ويعنى بذلك بعض الأجهزة المبسطة المعروفة عن إيلاكوف وجندلاخ ، ماير ، يور ، واتى لأرى أنه فى الامكان التغلب على القصور الذاتى عند تصميم مثل هذه الأجهزة وفى هذه الحالة تصبح النتائج

المسجلة عن طريق هذه الاجهزة دقيقة ويمكن الاعتماد عليها فى حل المشكلات الحركية المتعلقة بالتكنيك الرياضى، على هذا الأساس فقد قام المؤلف بتصميم جهاز لقياس محصلة القوى المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى اتجاه المركبتين X ، Y خلال أداء حركات الجمباز على اجهزة المتوازيين، العقلة والعارضتين المختلفتا الارتفاع للبنات .

ويتميز هذا الجهاز بالاضافة إلى دقة قياساته إمكانية تصنيعه محليا وقلة تكاليفة وسهولة استخدامه .

جهاز تسجيل القوى للمؤلف

يتكون الجهاز من الوحدات التاليه :

أولا ـ وحدة ناقل الحركة .

ثانيا ـ وحدة المسجل .

أولا ـ وحدة ناقل الحركة

يتكون من الأجزاء (١) ، (٢) ، (٣) التالية :ـ

١ ـ الجزء رقم (١)

يتكون من مستطيل من قضبان الحديد الصلب طوله (٨٠ سم) وعرضه ١٥ سم) ـ نصف قطر القضيب ($\frac{1}{2}$ بوصة) ـ تم تثبيته فى قاعدة المسجل (١) .

٢ ـ الجزء رقم (٢)

ثبت فى القضيب رقم (ا) من المستطيل (ا) وصلة من حديد الزهر حرة الحركة على القضيب رقم (ا) ويخرج من هذه الوصلة قضيبان من الحديد الصلب ـ نصف قطر كل منهما ($\frac{1}{2}$ بوصة) ـ الأول طوله (٣٠ سم) وعمودى على القضيب رقم (١) وتنتهى بوصله إسطوانيه تثبت فى طرفها العلوى بكرة من الحديد الزهر حرة الحركة وقد روعى التحكم فى إرتفاع القضيب الأول عن طريق مسمار قلاووظ ثبت فى الوصلة المتصلة بالقضيب رقم (ا) فى المستطيل (ا) أما القضيب الثانى فطوله (٤٠ سم) ويكون موازى للقضيب رقم (ا) فى المستطيل (ا) وثبت فى نهاية وصلة ثبت فى طرفيها بكرتان حرتان الحركة ويمكن التحكم فى القضيب الثانى بمسمار قلاوظ ثبت فى الوصلة المثبته فى القضيب رقم (ا) فى المستطيل (ا) كما يمكن التحكم فى الوصلة المثبتة فى المستطيل الثانى بمسمار قلاوظ ثبت بها .

٣ ـ الجزء رقم (٣)

ثبت فى القضيب رقم (١) من المستطيل (١) وصلة من حديد الزهر حرة الحركة على القضيب رقم (١) ويخرج منها قضيب من الحديد الصلب ثبت فى نهايته بكرتان من الحديد الزهر حرتان الحركة ويمكن التحكم فى هذا القضيب بمسمار قلاوظ مثبت فى الوصلة كما يمكن التحكم فى حركة الوصلة بمسمار تحكم مثبت أيضا فى الوصلة كما مبين فى الشكل (٤).

ثانيا ـ المسجل (الكاتب)

يتكون المسجل من الاجزاء التالية :ـ

١ ـ الجزء رقم (١)

يتكون من قاعدة خشبية على شكل مستطيل طوله (٦٠ سم) وعرضه (٥٠ سم) ثبت فى أطرافه الأربعة من أسفل أربعة قواعد يمكن التحكم فى طول كل منها عن طريق « رجلاش » خاص بكل منها كما ثبت بجوار كل من القواعد الأربعة أربعة عجلات من الكاوتشوك لتسهيل نقل الجهاز .

٢ ـ الجزء رقم (٢)

ثبت فى أحد طرفى الجانب (١) من القاعدة الخشبية موتور كهربائى يخرج منه قضيب ثبت فى نهايته بكرة وفى الطرف الأخر من الجانب (١) ثبت صندوق من الحديد الصلب وضعت به تروس تغيير السرعات متصلة بقضيب متصل فى نهايته ببكرة متصلة ببكرة المحرك الكهربائى عن طريق سير من الجلد كما زود صندوق التروس بالذراع (م) يتحكم فى تغيير السرعات كما روعى خروج الطرف الثانى (و) للقضيب المتصل بالتروس من صندوق التروس لوصلة بإسطوانة المسجل .

٣ ـ الجزء رقم (٣)

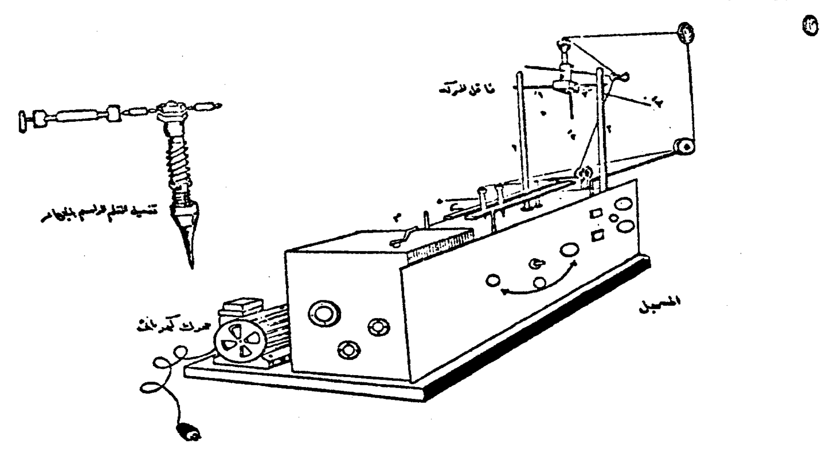
يتكون من إسطوانة من الحديد الزهر طولها (٣٠ سم) وقطرها (١٩ سم) ثبتت فى وضع أفقى فى الجزء (ص) المثبت فى القاعدة الخشبية للجهاز بحيث يتصل أحدى طرفيها بالطرف (و) لقضيب التروس والطرف الآخر فى قضيب ثبت فى الجزء (ص) بحيث يجريه دوران الاسطوانه ـ مع عقرب الساعة او عكسه ـ كما ثبت فى كل من جدارى الجزء (ص) بروز صمم أحدهما بحيث يسمح بتركيب الورق ثم وضع بين بكرة الورق والإسطوانة قضيب من الصلب لضمان تحرك الورق فى الاتجاه المطلوب أثناء دوران إسطوانه المسجل .

٤ ـ الجزء رقم (٤)

يتكون من قضيبان من النحاس مثبتان على أربع أعمدة متصل بكل عمود وصلة بها « رجلاش » يسمح برفع وخفض القضيبان وثبتت الاعمدة الأربعة فى الجزء (ص) ثم ثبت فى نهاية كل قضيب بكرة من النحاس حرة الحركة وفى الطرف الآخر ثبت مسمار به ثقب كما شق فى كل من القضيبين فتحه تسمح بدخول مثبت قلم التدوين .

٥ ـ الجزء رقم (٥)

يتكون من مثبتا قلمى التدوين ، وكل منها عبارة عن إسطوانه من النحاس (١) داخلة فى ياى من الحديد الصلب تنتهى فى كل من طرفيها بصامولة رابطة ، وتتصل هذه الاسطوانة بإسطوانه أخرى (٢) من النحاس أيضا مرتكزة على قضيب وحرة الحركة ، ومثبت فى كل من طرفيها مسمار به ثقب كما فى شكل (٤) .

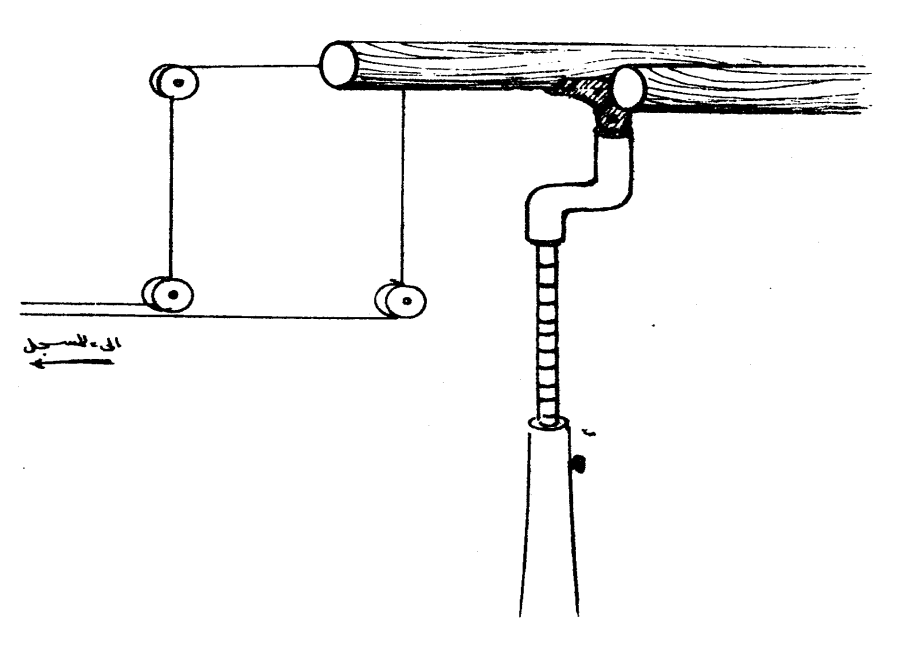


شكل (٤)
رسم تخطيطى لجهاز تسجيل القوى للمؤلف

إجراءات لقياس بجهاز تسجيل القوى للمؤلف .

١ - يوصل الجهاز باحدى عارضتى المتوازيين وذلك عن طريق تثبيت طرف الخيط النايلون فى مصدر الحركة الافقية لعارضة المتوازين - منتصف المستوى الرأس لعارضة المتوازين - كما فى شكل (٥) .

وتثبيت طرف الخيط النايلون فى مصدر الحركة الرأسية لعارضة المتوازيين - منتصف المستوى الأفقى لعارضة المتوازين وعلى استقامة النقطة المثبت فيها طرف الخيط الأول - . كما فى شكل (٥)



شكل (٥)
صورة لتركيب جهاز تسجيل القوى للمؤلف على عارضة المتوازيين

٢ ـ حساب المعامل الاستبدالى على كل من المحورين الرأسى والافقى :

يتم تعيين الزمن الذى يتم فيه التسجيل دورة واحدة، وبمعلومية قيمة محيط اسطوانه التسجيل يمكن تعيين الزمن اللازم لكى تدور فيه اسطوانه التسجيل ١ م (Kt) باستخدام المعادلة التالية :ـ

$$V_{\mu ec.} = \frac{dx}{dt} = \frac{13.6}{15} = 90.067 \text{ mm /sec} \text{ .... (5)}$$

ومن ذلك يمكن استنتاج أن الزمن اللازم لكى يتم فيه دوران إسطوانة التسجيل ١ م (Kt) هو:

$$K_t = \frac{dt}{dx} = 0.011 \text{ sec}$$

وبمعلومية Kt يتم حساب الزمن المستغرق خلال الدفع (t) من العلاقة التالية :ـ

$$t = (K_t \cdot X) \qquad \text{(sec)} \qquad (6)$$

حيث (X) المسافة المقطوعة على المحور الافقى بالسم خلال الدفع، كما يتم معايرة المحور الرأسى والمحور الأفقى باستخدام أوزان معلومه وكذلك بحساب التغير المقابل على المحور الرأسى Yg ، المحور الأفقى Xg ، يتم حساب المعامل الاستبدال Kf ، Kf لكل منها من العلاقة التالية :ـ

$$K_f = \frac{G}{y_G} (k_g / s^2) \text{ ... (7) , } \bar{K}_f = \frac{G}{X_G} \quad (k_g / s)^2 \text{ ... (7)}$$

حيث Kf = المعامل الاستبدالى فى الاتجاه الرأسى .

، $\bar{K}f$ = المعامل الاستبدالى فى الاتجاه الأفقى .

، Yg = المسافة بالمليمتر المقابلة للوزن على المحور الرأسى .

، Xg = المسافة بالمليمتر المقابلة للوزن على المحور الافقى .

٣ ـ يأخذ اللاعب وضع الارتكاز على جهاز المتوازيين ثم يتم تشغيل الجهاز لتسجيل مقدار تحميل اللاعب على عارضة المتوازيين حيث تمثل القراءة على ورقه المسجل الصفر النسبى .

٤ ـ يؤدى اللاعب الحركة المراد دراستها مع تشغيل الجهاز حيث يعبر المنحنى الخاص بالتدوين ـ الاحمر ـ الرأسى عن محصلة القوى المؤثرة على CG خلال مرحلة اتصال اليدين بعارضة المتوازيين ويلاحظ ضرب القيمة فى العدد (٢) لان القياس هنا قد تم على عارضة واحدة .

٥ ـ وباستخدام المعامل الاستبدالى Kf ، المعامل الاستبدالى $\bar{K}f$ يمكننا الحصول على منحنى محصلة القوى فى الاتجاه Y بوحدة كجم م /ث ، منحنى محصلة القوى فى الاتجاه X بوحده كجم . م/ث. ومنه يمكن حساب المساحة تحت المنحنى للحصول على منحنى الدفوع .

كما يمكن استخدام التصوير السينمائى للحركة وتسجيل القوى فى تزامن واحد عن طريق استخدام مصدر كهربائى واحد بتحكم فيه مفتاح تشغيل واحد لتشغيل كاميرة التصوير ، جهاز تسجيل القوى فى تزامن واحد مما يتيح فرصة تطابق ربط أى كادر فى الفيلم على النقطة الممثلة له على منحنى القوة وبهذه الكيفية يمكن الحصول على المسار الحركى لمركز ثقل الجسم ومنه يتم تحديد ذراع الدوران لامكان حساب دفع الدوران باستخدام المعادلة التالية :

$$M_y = P_y \cdot r_y \qquad \ldots . (8)$$

$$M_x = P_x \cdot r_x \qquad (9)$$

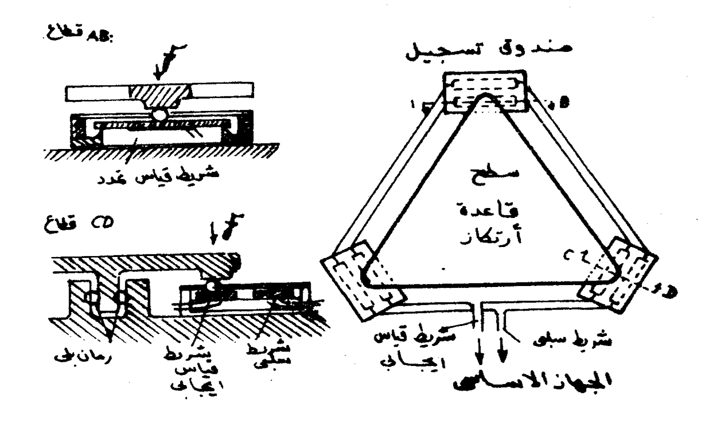
وبمعلومية My ، Mx يمكن حساب محصلة دفع الدوران Mz باستخدام المعادلة التالية :ـ

$$M_z = \sqrt{(M_y)^2 + (M_x)^2}$$

ويضيف هوخموث أن الاجهزة المبنية على اساس كهربى مثل اجهزة القياس بالاستطالة (التمدد) بالرغم من كونها تتميز بالدقة العالية لمعطياتها الا أن التجارب العملية قد دلت أنه بالرغم من تشابه المادة والقياسات الخاصة بأعمدة الصلب ورغم استخدام شرائط قياس متشابة تماما ، ومضمونة الحساسية من المصنع الذى ينتجها (مجال سماح متشابهة) الا أنها اظهرت اختلافات أيضا مما يتطلب اجراء اختبار أولى لواحد منها قبل استخدامها .

وتعتبر هذه الاجهزة الاوسع انتشارا فى مجال بحوث الميكانيكا الحيوية بالرغم من تعقيد تصنيعها وتكاليفها الباهظة .

ويوضح الشكل (٦) جهاز قياس قوى ، يستخدم فى قياسات القوى، فى الاتجاه الرأسى على شكل تخطيطى للدالة ، بضغط سطح القاعدة المثلثة التى

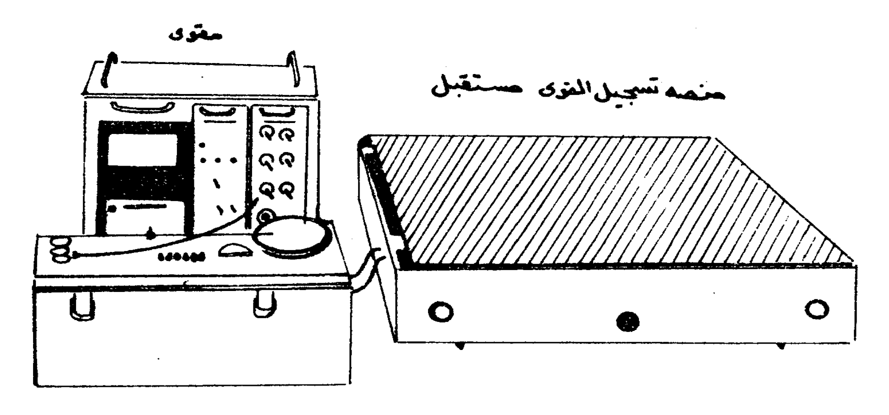


شكل (٦)
رسم تخطيطى لجهاز القوى فى الاتجاهين الرأسى والافقى
(عن هوخموث)

يؤدى عليها اللاعب الوثبة على ثلاثة أماكن مرتكزة على عمود من الصلب قائم على نقطتين حرتى الحركة . وتمثل هذه الاعمدة المصنوعة من الصلب القاعدة المرنة فى حقيقة الأمر . ويكون شريط قياس الإستطالة ملصقا على الجانب السفلى لها . وعلى أساس حدوث تحميل يحدث عنه استطالة .

وعن طريق الاستطالة يغير السلك من مقاومته للكهرباء بينما يكون التغير فى المقاومة متناسباً تناسباً طرديا مع استطالة المعدن ومن جانب آخر فإن استطالة المعدن فى إطار فعالية قانون هوك hock يكون متناسباً طرديا مع القوة الخارجية المؤثرة سواء أكان ذلك بسبب الانحراف بالضغط أو بالشد وبذلك يكون تغير المقاومة الكهربائية عبارة عن مقياس لقيمة القوة المسببة للإستطالة والتى يتم استقبالها على مدون بسجلها على شريط ترددى يمكن الحصول علية فوريا .

كما يوضح الشكل (٧) جهاز تسجيل القوى مربع الشكل لقياس القوى فى الاتجاهين الرأسى والأفقى وفى هذا الجهاز يتم العمل يتحميل ناشىء عن الشد فقط على أعمدة الصلب .



شكل (٧)
رسم تخطيطى لجهاز تسجيل القوى فى الاتجاهين
الرأسى والأفقى يعمل بتحميل ناشئ عن الشد
فقط على أعمدة الصلب (عن هوخموث)

الفصل الثانى

٢ ـ ٠ دراسة الحركة الرياضية .
٢ ـ ١ التحليل الميكانيكى الحيوى للحركات الرياضية .
٢ ـ ٢ مفهوم التحليل البيوميكانيكى .
٢ ـ ٣ التخطيط للتحليل البيوميكانيكى .
٢ ـ ٤ التحليل الكينماتيكى الحيوى للحركات الرياضية .
٢ ـ ٥ التحليل ألكيناتيكى الحيوى للحركات الرياضية .
٢ ـ ٦ التحليل الديناميكى الحيوى للحركات الرياضية .

٢ ـ ٠ دراسة الحركة الرياضية .

أنطلاقا من المسلمة التى تشير إلى أن الأنسان يعتبر كآلة حية يخضع فى حركته للقوانين الطبيعية والميكانيكة تظهر أهمية استغلال الأنسان للقوانين الميكانيكية المؤثرة على أدائه الحركى عند دراسته للحركات الرياضية .

ومما لا شك فيه كما اشارت معظم الدراسات التى تناولت الاداء الحركى أن هذه القوانين الميكانيكية تأتى بثمارها إذا مانفذت بطريقة يتحقق معها التوافق فى الأداء ولكى يتم ذلك لابد من فهم العناصر الميكانيكية المؤثرة فى الأداء الحركى وأيها يصلح إستخدامه حتى يمكن الاستفاده منها لتحقيق الواجب الحركى بتوافق تام .

ولكى تتمكن من تحديد العناصر الميكانيكية المؤثرة فى الأداء الحركى بطريقة علمية يجدر بنا التنوية إلى ضرورة التعرف على أنواع الحركات من وجهة النظر الميكانيكية حيث يتم من خلالها تحديد العناصر الميكانيكية المؤثرة على الأداء الحركى .

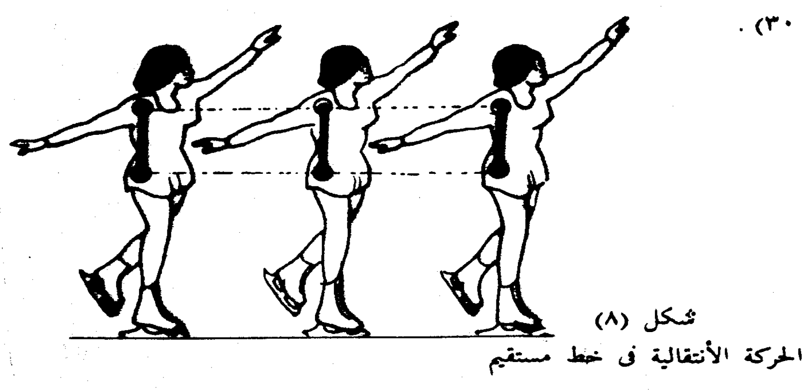
أنواع الحركات Forms of Motion .

تشمل أنواع الحركات من حيث مسارها الهندسى

الأنواع التالية : ـ

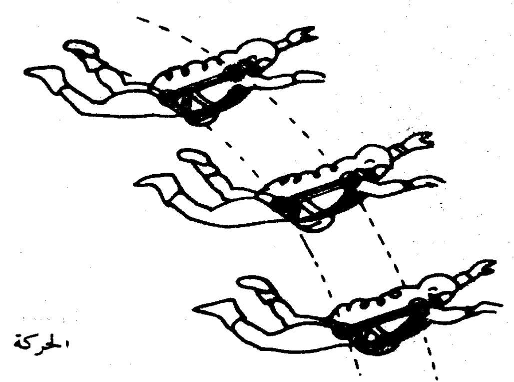
١ ـ الحركة الخطية (الانتقالية) Translation .

وفيها تقطع جميع أجزاء الجسم أو مراكز ثقل الجسم خطوطاً متوازية خلال إنتقاله وتحدث فى خط مستقيم أو فى خط منحنى وفى هذه الحالة تعرف بالحركة الانتقالية المنحنية كما فى شكل (٨) ، شكل (٩) (٣ ، ٥ ، ١٣ ، ١٥ ، ٢٦ ، ٣٠) .



شكل (٨)

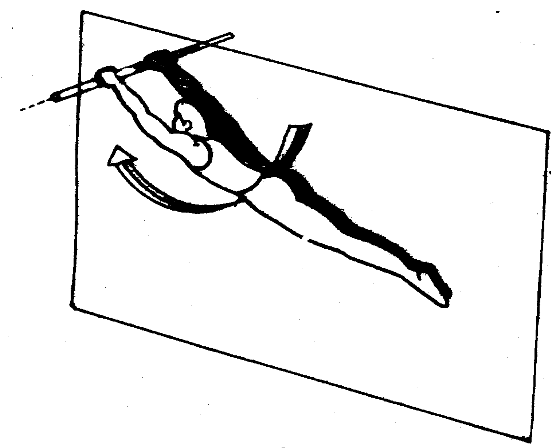
الحركة الأنتقالية فى خط مستقيم



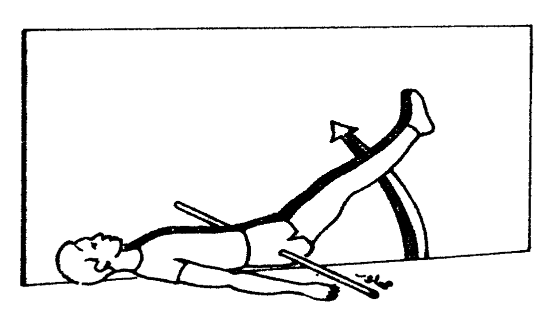
شكل (٩)
الحركة الأنتقالية فى خط منحنى

٢ ـ الحركة الدورانية Rotation .

وترسم فيها أى نقطة من الجسم دائرة أو قوس من دائرة حول محور داخل أو خارج الجسم فى نفس الاتجاه وفى نفس اللحظة (٣٥) ، كما فى شكل (١٠) ، شكل (١١) .



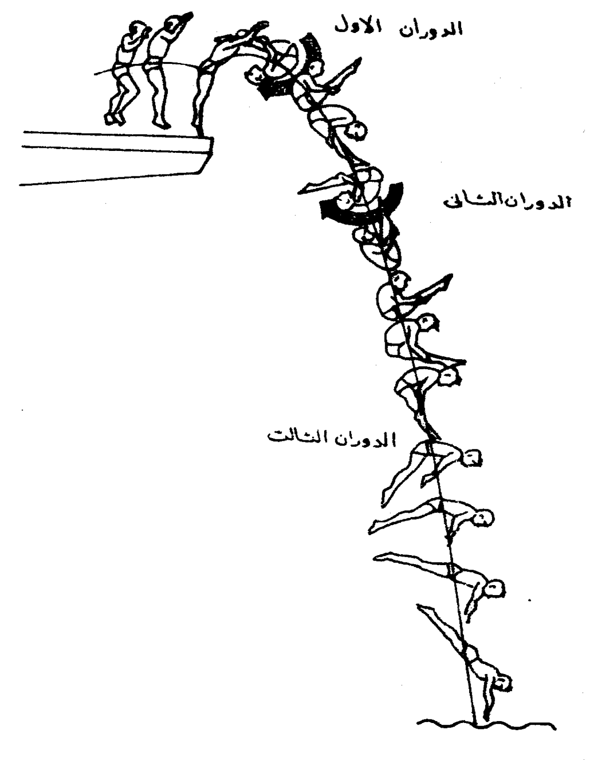
شكل (١٠)
الدوران حول محور ثابت



شكل (١١)
الدوران حول محور متحرك

٣ ـ الحركة العامة General Motion .

وهى خليط من الحركة الأنتقالية والحركة الدورانية حيث تتم فيها الحركة الدائرية حول محور الدوران وفى نفس الوقت ينتقل الجسم وهذا النوع من الحركات شائع حدوثه فى النشاط الرياضى خاصة فى المهارات التى يدور فيها الجسم حول أحد محاورة وفى نفس الوقت ينتقل الجسم كما يحدث خلال الدورة الهوائية المتكورة المذدوجة على الأرض فى الجمباز أو دورتين هوائيتين منحنيتين أماميتين فى الغطس شكل (١٢) (٣) .



شكل (١٢)
الحركة العامة

مما سبق يتضح أن الحركة الرياضية تكون إما أنتقالية أو دورانية أو عامة ومنها يمكن إستنباط أن تحرك جسم الأنسان فى النشاط الرياضى يتم إما عن طريق إتصاله بجسم آخر كالأرض أو الجهاز أو حراً طليقا فى الهواء .

والجسم فى الحالة الأولى يتأثر بمواصفات الجسم الذى يتحرك عليه ويؤثر فيه حيث يتحدد نوع وكمية الحركة وبالتالى كيفية الأداء الحركى بمدى تأثير الجسم المتحرك ــ جسم الانسان ــ فى الجسم المتصل به أو العكس .

أما فى الحالة الثانية عندما يصبح الجسم طليقا فى الهواء يكون تحت تأثير قوة الجاذبية الأرضية والعوامل الجوية ـ قوة احتكاك الهواء ، مقاومة الهواء ـ ويصبح عاجزا عن تغيير مساره الذى إكتسبه خلال لحظة كسر الأتصال حيث يصبح كمقذوف ينطبق عليه قانون المقذوفات ، غير أن جسم الأنسان يتميز بوصفه سلسلة حركية كينماتيكية متعددة الحركة يمكنه خلق الظروف المناسبة التى تجعله قادرا على تغيير سرعات أجزائه خلال تحليقه فى الهواء عن طريق تغيير أوضاعها بالنسبة لبعضها البعض مما يؤدى إلى تغيير شكل الجسم الذى يؤدى إلى تمكينه من الدوران حول المحور العرضى أو السهمى أو الطولى للجسم كل على حده أو معاً فى وقت واحد لتصعيب الحركات أو إبتكار حركات جديدة أو الإبداع فى الأداء .

٢ ـ ١ التحليل البيوميكانيكى للمهارات الرياضية .

ـ مفهوم التحليل البيوميكانيكى .

يقصد بلفظ تحليل فى المجالات المختلفة للمعرفة الانسانية الوسيلة المنطقية التى يجرى بمقتضاها تناول الظاهرة موضع الدراسة بعد تجزئتها إلى عناصرها الأولية الأساسية المؤلفة لها ، حيث تبحث هذه العناصر الأولية كل على حدة تحقيقا لفهم أعمق للظاهرة ككل .

وانطلاقاً من هذا المفهوم لمدول « تحليل » يمكن عند دراسة الحركة الانسانية أن يكون التحليل تشريحيا أو فسيولوجيا وكميائيا أو نفسيا أو تربويا أو ميكانيكيا . وينبغى أن يوضع فى الأعتبار أن ورود تجزئة الظاهرة هنا ليست هدف فى ذاته وإنما وسيلة لامكان الوصول إلى الإدراك الشمولى للظاهرة ككل ـ خاصة اذا كانت ظاهرة حركة الكائن البشرى ـ والذى لا يمكن تحقيقه إلا من خلال تجميع الأجزاء والعناصر فى وحدة متكاملة .

التحليل البيوميكانيكى .

ينبغى أن تقرر قبل بداية التحليل البيوميكانيكى الهدف منه ، الاتجاه العام والغرض الأساسى له ، فمثلا إذا إقتصر الواجب الرئيسى للبحث على توصيف شكل الحركة فى مسابقة ما ، وعلى التركيب الكنيماتيكى لها وجب أن يشمل التحليل الميكانيكى الحيوى على الطرق التى تتيح إمكانية تعين الخصائص الكنيماتيكية لهذه الحركة ، ثم يجرى بعد ذلك تحليل العلاقات الأرتباطية بينها والذى يتحقق من خلاله

الوحده الكلية المتكاملة ـ النظرة الشمولية ـ لهذه المهارة الرياضية ـ بينما يؤدى إقتصار الواجب الرئيسى للبحث على تحديد الإسباب الميكانيكية لهذه المهارة أو تلك ومدى إرتباط ذلك بفاعلية المسابقة الرياضية إلى ضرورة أن يقوم التحليل الميكانيكى الحيوى على إستخدام الطرق الديناميكية للبحث ، حيث تتيح هذه الطرق الديناميكية الحيوية إمكانية تحديد الخصائص الديناميكية الحيوية للمهارة قيد الدراسة .

ويجب التنوية إلى أن التحليل الميكانيكى الحيوى ليس له نسق أو نمط جامد حيث يتعلق إلى حد كبير بظروف إجرائه ، وبمدى توافر الأجهزة والمعدات اللازمة له .. الخ ، ورغم ذلك فإنه يمكن إجراء التحليل الميكانيكى الحيوى وفق مخطط نموذجى مقترح يتضمن القواعد الأساسية التى تحدد الطابع العام لعمل الباحث .

نموذج تخطيطى للتحليل الميكانيكى الحيوى للمهارة الرياضية .

أ ـ تحديد تسمية دقيقة للمهارة الرياضية وفقاً للمصطلحات المتبعة فى المجال «الرياضى التخصصى» .

ب ـ وضع هدف أو أهداف محددة للتحليل الميكانيكى الحيوى .

جـ ـ أختيار طرق البحث وأجهزة القياس اللازمة لحل مختلف واجبات الدراسة .

هـ ـ الكشف عن الأرتباطات والعلاقات الداخلية بين الخصائص المنفردة للمهارة فى حدود الأهداف السابق تحديدها عن طريق استخدام الطرق الاحصائية .

و ـ صياغة الاستخلاصات المناسبة حول تقويم المهارة الرياضية موضع الدراسة ووضع التوصيات وفقاً لنتائج التحليل الميكانيكى الحيوى السابق اجراؤه .

٢ ـ ٢ التحليل الكيناتيكى الحيوى للمهارات الرياضية :

يتطلب دراسة الخصائص الكيناتيكية لأى مهارة رياضية تحليل الأداء الحركى لهذه المهارة لتحديد المدلولات الكيناتيكية التالية : ـ

أ ـ تعيين المسار الحركى لمركز ثقل الجسم ولمراكز ثقل أجزاء الجسم المختلفة خلال أداء المهارة الرياضية .

ب ـ تعيين المسار الزمنى لأداء المهارة الرياضية .

جـ ـ تعيين مسار السرعة اللحظية لكل من مراكز ثقل أجزاء الجسم المختلفة ومركز ثقل الجسم خلال المسار الحركى لأداء المهارة الرياضية .

د ـ تعيين مسار العجلة اللحظية لكل من مراكز ثقل أجزاء الجسم المختلفة ومركز ثقل الجسم خلال المسار الحركى لأداء المهارة الرياضية .

هـ ـ تعيين زاوية انطلاق الجسم لحظة كسر الأتصال خلال المسار الحركى لأداء المهارة الرياضية .

و ـ تعيين مسار السرعة الزاوية بالنسبة للزمن لمراكز ثقل كل من جسم ، اجزائه خلال المسار الحركى لأداء المهارة الرياضية .

ز ـ تعيين مسار العجلة الزاوية لمراكز ثقل كل من أجزاء الجسم أو الجسم خلال المسار الحركى لأداء المهارة الرياضية .

ح ـ حساب زمن الجسم المقذوف ـ سواء كان جسم الأنسان أو أداة ـ والمسافة الأفقية خلال مرحلة الطيران .

أ ـ تعيين المسار الحركى لمراكز ثقل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء المهارة الرياضية .

إن تحديد المسار الحركى لمراكز ثقل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء المهارة الرياضية يعتبر من أهم متطلبات دراسة الخصائص الكينماتيكية للمهارة الرياضية ولكى نتمكن من الحصول علية تتبع الخطوات التالية :

أولاً ـ تعيين موضع مركز ثقل كل من أجزاء الجسم والجسم .

لكى يتمكن الفرد من تحديد التغير فى موضع كتلة جسم الأنسان بالنسبة للمكان والزمان بطريقة دقيقة لابد من معرفة موضع مركز ثقل كتلة الجسم بالنسبة للأوضاع المختلفة التى يتخذها جسم الأنسان بالأضافة إلى ضرورة معرفة عزم القصور الذاتى للكتلة بالنسبة لمختلف الأوضاع التى يتخذها الجسم فى حالة الحركة الدورانية لذا فقد شغلت الرغبة فى التوصل إلى معرفة موضع مركز ثقل كتلة جسم الأنسان الباحثين منذ زمن بعيد حيث قام الكثيرون منهم بوررللى Borelli (٣) ، موسو Mosso (٣٠) ، ماير Mayer ، ويبر Weber ، ديمنى Demeny ، ريشير Richer ، هاى كرافت وشين Hay, Craft and Sheen ، هارلس Harles ، ريشه Riesche ، شايدت Scheidt (٢٦) ، برونه وفيشر Braune and Fischer ، كنول Knoll ،

إيجرز Eggers ، ديبوزرايموند DU - Bois Reymond (٣٠) ، بازلر Basler (٣٦)، بإجراء وتطوير طرق البحث المختلفة لمعرفة ذلك ويمكن تقسيم هذه الطرق إلى مايلى : -

١ - الطريقة المباشرة (باستخدام الجسم كوحدة واحدة) .

٢ - الطريقة الغير مباشرة (باستخدام الجسم كأجزاء) .

١ - الطريقة المباشرة .

كان بوررللى (٣) أول من توصل إلى تحديد موضع مركز ثقل كتلة جسم الأنسان وللتوصل لذلك وضع شخصا فى وضع الرقود على لوح من الخشب مرتكزاً على رأس منشور وقام بتحريك اللوح حتى حدث وضع إتزان للجسم وبذلك يكون قد أوجد خط تأثير مركز ثقل كتلة الجسم غير أن الأمر هنا لا يتعلق بتحديد مركز ثقل كتلة جسم الشخص وحده بل بتحديد حركة الثقل المشترك لكل من جسم الشخص والقاعده المرتكز عليها هذا الجسم أيضا حيث أنه عن طريق تحريك اللوح الخشبى فوق الدعامة المرتكز عليها يكون هناك ثقل جسم الشخص على أحد طرفى اللوح الخشبى بينما يكون مركز ثقل اللوح موجودا عند الطرف الأخر للحافة .

وخلال القرن التاسع عشر وأوائل القرن العشرين قام فريق من الباحثين بتطوير طريقة بوررللى حيث أجرى الأخوان فيشر تجربتهما على نفس الأسس المماثلة لطريقة بوررللى مع محاولتهما تجنب الخطأ الذى وقع فيه بوررللى وذلك بوضع الشخص فوق قاعده قاما سلفا بتثبيتها فى وضع الأتزان مع تحريك الجسم الذى أجريا عليه تجربتهما هنا وهناك ، ويتضح صعوبة هذه الطريقة أذا ما تخيلنا إيجاد مركز ثقل كتلة جسم الشخص فى أوضاع متعددة وصعبة ناتجة من أدائه لدورتين هوائيتين خلفيتين متكورتين على الأرض مثلا ، لذا فقد توصل ديبوزريموند إلى جهاز أطلق عليه إسم ميزان مركز الثقل يتكون من قاعدة مثبتة وضعت فوق حافتين تثبيت أحدهما فوق ميزان من الموازين المستخدمة فى وزن الأفراد وبقدر بعد المسافة بين خط الثقل ونقطة الأرتكاز للميزان يستخرج مقداراً معيناً لوزن الجسم ووفقا لقانون الروافع فإن من الممكن حساب تلك المسافة ولقد أدت هذه الطريقة إلى تبسيط خطوات التجارب بشكل ملحوظ برغم من أنها لاتصلح إلا لتحديد خط الثقل فقط أما بالنسبة لتحديد مركز ثقل كتلة جسم ما فإن من الضرورى إيجاد ثلاثة خطوط للثقل

بحيث لا يجوز أن يقع أكثر من أثنين منهما على مستوى واحد ونظراً تمتع الأجسام بخاصية التماثل فإن من الممكن فى معظم الأحيان الاستغناء عن خط الثقل الثالث .
وقد قام بازلر بإضافة تطويرات جديدة على ميزان مركز الثقل لرايموند مستخدما فى تجاربه الكثيره منصة مثلثة الشكل متساوية الزوايا بحيث يرتكز عند إحدى زواياه على جسم ثابت بينما يرتكز فى زاويتيه الأخرتين فوق ميزان لوزن الأشخاص .
وبإستخدام هذا الجهاز يمكن إيجاد خطين للثقل يمثل نقطة تقاطعهما مركز ثقل الجسم (٣) .

٢ - الطريقة غير المباشرة .

تعتمد الطرق المستخدمة للحصول على المدلولات التى يمكن عن طريقها تحديد موضع مركز ثقل كتلة جسم الأنسان على مبدأ معرفة موضع مركز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء جسم الأنسان كل على حده وقد إستخدم فى سبيل ذلك دراسات مختلفة منها :

- دراسة الجثث
- دراسة غمر الأجسام .
- دراسات رد فعل اللوح
- دراسات النماذج الرياضية .

٢ - الدراسات المتنوعة

وقد أمكن عن طريق هذه الدراسات الوصول إلى معرفة مراكز ثقل كتلة أجزاء الجسم المختلفة ووضعت قائمة دونت بها تلك المدلولات،وقد أشترك فى ذلك التجارب الى جانب هارلسى كل من فيشر وبراون ولقد نجح فيشر فى عمل ما أطلق عليه اسم دائرة التناسب معتمدا على تلك المدلولات والقوائم مما أمكن معرفة التغير فى موضع مركز ثقل كتلة الجسم وتسجيلها أثناء مجرى الحركات الذى يأتى بها الأنسان كما استخدم فيشر وبراون إمكانية طريقة التسجيل الضوئى المرئى بصريا لمختلف مراكز الثقل الخاصة بإجزاء الجسم كل على حدة بإستخدام لمبات كهربائية فى حجرة مظلمة عند دراستها لحركة سير الأنسان .

أما مالر Mahler فقد تمكن من تحديد مركز ثقل كتلة الجسم مستعيينا بالقيم التى إستخرجها فيشر ومتبعا فى ذلك طريقة المضلع الخطى - الحبلى - أما كل من إيجرز وكنول فقد إستخدما أيضا القيم التى إستخرجها فيشر وبراون بطريقتهما الخاصة حيث قاما بحساب خطوط الثقل إعتمادا على معادلات العزم فى اتجاهى المركبة

الرأسية والمركبة الأفقية التابعتين لنظام احداثى واحد ومن المعلوم أن فى الاتحاد السوفيتى أجريت تجارب بالطريقة التجريبية إستخدمت فيها نماذج بدلا من الأشخاص تجرى عليها التجارب حيث أستخدم ابلاكوف Ablakofe نموذجا معدنيا وأجرى عليه تجارب وفقا للقيم الخاصة بفيشر وتمكن من تحديد مركز ثقل كتلة الجسم فى وضع الاتزان أما شتوكالوف Stukalow فقد أستخدم جهاز يتكون من لوح يمثل القاعده موضوعاً عليها صفائح رقيقة يمكن تحريكها ويمثل وزن لوح القاعده الوزن النسبى للجذع كما تمثل الصفائح الرقيقة فى وزنها الأوزان النسبية لأجزاء الجسم كل على حده ويتم وزن الجهاز الذى يوضع فى الوضع الملائم لأشكال حركة الجسم ثم يتم حساب مركز ثقل كتلة الجسم ويلاحظ أن مقدار الثقل المبذول يكون أقل من اللازم بعض الشىء فى كافة الحالات التى يتم فيها العمل باستخدام أشخاص تجرى عليهم التجارب معتمدة فى ذلك على الأوزان الجزئية ومراكز الثقل الجزئية لها أما التجارب التى يتم فيها أستخدام جثث آدمية أو أجزاء منها تعطى المدلولات والنتائج بالشكل الذى يضع عامل الفروق الفردية وأختلاف الجنس فى الاعتبار مما ينتج عنه أخطاء عديدة (٣) .

وفيما يلى نذكر أكثر الطرق العملية التجريبية والتحليلية إنتشارا واستخداما فى تحديد موضع مركز ثقل كتلة جسم الأنسان .

١ ـ الطريقة التحليلية لتحديد موضع مركز ثقل كتلة الجسم وفق رأى كنول وإيجرز (٣٠) .

تعتمد هذه الطريقة على قانون أفضل الاوضاع علما بأن هناك توجد حالة خاصة تتمثل فى أن القوى تتقاطع بخطوط متوازية التأثير وتنطبق على تأثيرات القوى الموضحة فى الشكل (١٣) الشروط التالية لحدوث التوازن :

$$S - F_1 - F_2 - F_3 - F_4 = 0 \qquad (11)$$

$$Sr_s - F_1 r_1 - F_2 r_2 - F_3 r_3 - F_4 r_4 = 0 \qquad (12)$$

فأذا كان مقدار القوى (F1 إلى F_2) ومسافاتها العمودية (r_1 إلى r_2) الفاصلة بينها وبين محور الدوران (D) معلومة لنا يصبح فى الإمكان معرفة (r_s) الخاصة بقوة الأرتكاز (S) عن محور الدوران فإذا كان الأمر يتعلق فى حالة القوى بأوزان الأجسام فإنه فى الامكان فى هذه الحالة معرفة خط ثقل النظام بمعلومية البعد (r_s) حيث تأخذ معادلة القوى الصورة التالية : ـ

$$r_s = \frac{F_1 r_1 + F_2 r_2 + F_3 r_3 + F_4 r_4}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4} \quad (13)$$

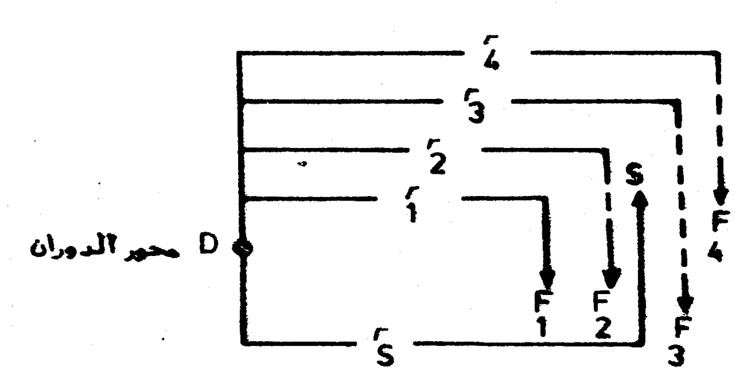
وتطبق المعادلة التالية بصفة عامة على القوى :

$$r_s = \frac{\sum_{i=n} F_i r_i}{F_i} \quad (14)$$

ونظرا إلى أن حاصل جمع مقادير القوى يمكن التعويض عنها بقوة كلية قدرها F_T فإنه يمكن وضع المعادلة فى الصورة التالية :

$$r_s = \frac{\sum^{i=n} F_i r_i}{F_T} \quad (15)$$

وهذه الطريقة يمكن أستخدامها فى تحديد موضع مركز ثقل كتلة جسم اللاعب وذلك إذا كان من المعلوم لنا وضع مركز ثقل كل جزء من أجزاء الجسم على حده وكذلك وزن الجسم وكما سبق القول أنفا أن نتيجة للأبحاث



شكل (١٣)
خط الثقل وقوة الأرتكاز

التى أجريت على أجزاء من جثث آدمية لتحديد مراكز ثقلها وأوزانها فقد تم التوصل إلى متوسطات حسابية هامة نلخصها فيما يلى :

جدول (٦)

الوزن النسبى لأجزاء جسم الأنسان بالنسبة لوزن الجسم كله (عن فيشر و بيرنشتاين)

(٣)

أجزاء الجسم	الوزن النسبى وفق رأى فيشر	الوزن النسبى رجال	وفق رأى بيرنشتاين سيدات	النسبة التقريبية
الرأس	٠٧٠٦ر٠	٠٦٧٢ر٠	٠٨١٢ر٠	٠٧٠٠ر٠
الجذع	٤٢٧٠ر٠	٤٦٣٠ر٠	٤٣٩٠ر٠	٤٣٠٠ر٠
الفخذ الأيمن	١١٥٨ر٠	٢١٢١ر٠	١٢٨٩ر٠	١٢٠٠ر٠
الساق الأيمن	٠٥٢٧ر٠	٠٤٦٥ر٠	٠٤٣٤ر٠	٠٥٠٠ر٠
القدم اليمنى	٠١٧٩ر٠	٠١٤٦ر٠	٠١٢٩ر٠	٠٢٠٠ر٠
الفخذ الأيسر	١١٥٨ر٠	٢١٢١ر٠	١٢٨٩ر٠	١٢٠٠ر٠
الساق اليسرى	٠٥٢٧ر٠	٠٤٦٥ر٠	٠٤٣٤ر٠	٠٥٠٠ر٠
القدم اليسرى	٠١٧٩ر٠	٠١٤٦ر٠	٠١٢٩ر٠	٠٢٠٠ر٠
العضد الأيمن	٠٣٣٦ر٠	٠٢٦٥ر٠	٠٢٦٠ر٠	٠٣٠٠ر٠
الساعد الأيمن	٠٢٢٨ر٠	٠١٨٢ر٠	٠١٨٢ر٠	٠٢٠٠ر٠
اليد اليمنى	٠٠٨٤ر٠	٠٠٧٠ر٠	٠٠٥٥ر٠	٠١٠٠ر٠
العضد الايسر	٠٣٣٦ر٠	٠٢٦٥ر٠	٠٢٦٠ر٠	٠٣٠٠ر٠
الساعد الأيسر	٠٢٢٨ر٠	٠١٨٢ر٠	٠١٨٢ر٠	٠٢٠٠ر٠
اليد اليسرى	٠٠٨٤ر٠	٠٠٧٠ر٠	٠٠٥٥ر٠	٠١٠٠ر٠
مجـ	٠٠٠ر١	٠٠٠ر١	٠٠٠ر١	٠٠٠ر١

ـــوقد تمكن كلاوسير clauser من تحديد نسبة أوزان أجزاء الجسم بالنسبة لوزن الجسم الكلى وفق الجدول التالى : ـ

جدول (٢)

الوزن النسبى لاجزاء الجسم المختلفة بالنسبة لوزن الجسم الكلى عن كلاوسير (٣٠)

أجزاء الجسم	الوزن النسبى
الرأس	٠ر٠٧٣٠
الجذع	٠ر٥٠٧٠
الفخذ الأيمن	٠ر١٠٣٠
الساق الأيمن	٠ر٠٤٣٠
القدم اليمنى	٠ر٠١٥٠
الفخذ الأيسر	٠ر١٠٣٠
الساق الأيسر	٠ر٠٤٣٠
القدم اليسرى	٠ر٠١٥٠
العضد الايمن	٠ر٠٢٦٠
الساعد الايمن	٠ر٠١٦٠
اليد اليمنى	٠ر٠٠٧٠
العضد الأيسر	٠ر٠٢٦٠
الساعد الأيسر	٠ر٠١٦٠
اليد اليسرى	٠ر٠٠٧٠
المجموع	١ر٠٠

كما تمكن فيشر من التوصل إلى أن مركز ثقل الأطراف تقع على محاورها الطولية تماما بينما المسافة الخاصة بمركز ثقل كتلة الجسم فتؤخذ من المفصل العلوى والتى تعتبر كنصف قطر الحركة وهى فى نفس الوقت علاقة ثابتة بالنسبة للطول الكلى للعضو كما فى شكل (١٤) أما مركز ثقل الجذع فإنه يقع على الجزء الموضح فى الشكل (١٤) أى فى المسافة التى تصل بين المحور العرضى لمفصلى الكتفين ومفصل الفخذين وتعتبر المسافة بين المحور العرضى لمفصلى الكتفين وبين مركز الثقل فى هذه الحالة بمثابة نصف

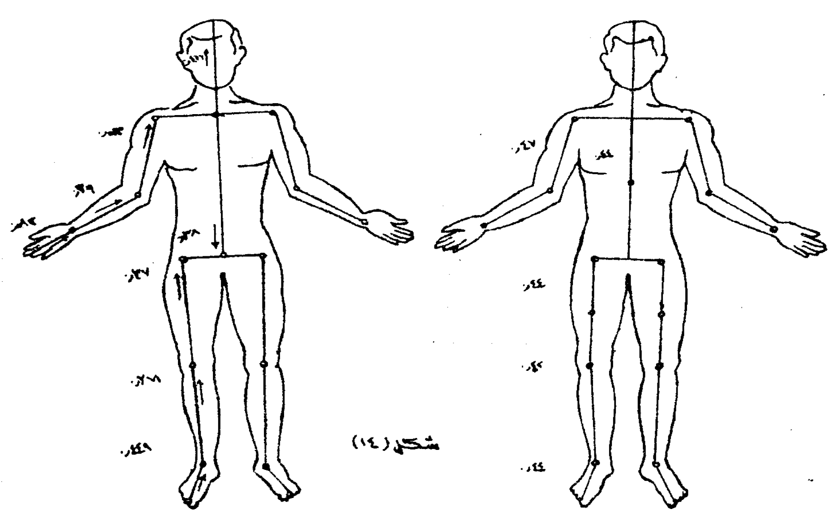
قطر حركة مركز الثقل أما بالنسبة للرأس فإن مركز ثقلها يقع خلف عظم الحابور .

فى حين تمكن كلاوسير من تحديد موضع مركز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء الجسم على حدة وفق الجدول (٣) ، الشكل (١٤ - ب) التاليين : -

جدول (٣)

نسبة أنصاف أقطار مراكز ثقل كل جزء من أجزاء جسم الانسان بالنسبة لطول محاورها الطولية (عن كلاوسير) (٣٠) .

اجزاء الجسم	نسبة انصاف أقطار مركز الثقل أجزاء الجسم على المحور الطولى للجزء
الرأس	٤٦٫٤ ٪ عن قمة الرأس أو ٥٣٫٦ ٪ عن تقاطع الذقن والرقبة .
الجذع	٣٨ ٪ لفوق عظمة القص أو ٦٢ ٪ عن محور المقعده .
العضد	٥١٫٣ ٪ عن محور الكتفين أو ٤٨٫٧ ٪ عن محور المرفق .
الساعد	٣٩ ٪ عن محور المرفق أو ٦١ ٪ عن محور الرسغ .
اليد	٨٢ ٪ عن محور الرسغ أو ١٨ ٪ عن السلامية الثالثة .
الفخذ	٣٧٫٢ ٪ عن محور المقعدة او ٦٢٫٨ ٪ عن محور الركبة .
الساق	٣٧٫١ ٪ عن محور الركبة أو ٦٢٫٩ ٪ عن محور رسغ القدم .
القدم	٤٤٫٩ ٪ عن العقب أو ٥٥٫١ ٪ عن قمة الأصبع الأطول للقدم.



أنصاف أقطار مراكز الثقل لأجزاء الجسم كل منها على حدة عن فيشر Fischer

(أ)

أنصاف أقطار مركز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء الجسم بالنسبة للطول

(ب)

شكل (١٤)

ولتحديد مركز ثقل كتلة الجسم بأكمله يستخدم الأحداثيات المتعامدة وتحدد فوق الصورة أو الرسم الكروكى الذى يمثل الجسم بمقياس رسم محدد ثم توضع علامات على النقطة المتوسطة للمفصل وبيان المحور الطولى لأجزاء الجسم الذى يوضح انصاف أقطار الحركة لمراكز الثقل لكل ثقل على حدة ثم تقيس القيمتين الاحداثيتين (X)، (Y) الخاصتين بمراكز الثقل كل منها على حده ثم تضع هذه القيم فى صورة جدول ثم تحسب المقدار المستخرج من الوزن النسبى لأجزاء الجسم وبعد ذلك عن المحور الاحداثى (X) وبالمثل (Y) أى تحسب العزوم الخاصة بمراكز ثقل أجزاء الجسم بإرتباطها بالمحور الاحداثى المعلوم كنقطة دوران وحتى يمكن حساب قيمتى الاحداثيين (Xs) ، (Ys) باستخدام المعادلة (15) .

والخاصتين بمركز الثقل المشترك لجميع أجزاء الجسم نوجد قيم (X) ، (Y) منفصلتين .

ونظرا لان الوزن الكلى يكون له قيمه واحدة وعلما بأنه من الضرورى وفقا للمعادلة (15) قسمة قيمة العزوم على الوزن الكلى فإن قيم (×) ، (Y) يمثلان بالفعل القيمتين للاحداثيين (Xs) ، (Ys) وهما خاصتان بمركز ثقل كتلة الجسم المشترك (٣ ، ٣٠) .

٢ ــ طريقة الشابلونة المعدلة للمؤلف لتحديد مركز ثقل كتلة جسم الانسان (٨) .

اعتمدت طريقة تحديد مركز ثقل كتلة الجسم بإستخدام الشابلونة لدينا على استخدام الوزن النسبى لأجزاء جسم الإنسان بالنسبة لوزن الجسم كله ، نسبة أنصاف أقطار مراكز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء جسم الانسان بالنسبة لطول محاورها الطولية عن فيشر ونتيجة للأبحاث التى قام بها كلاوسير واخرون تم تعديل دائرة التناسب لفيشر وفق الجدول (٣) ، الشكل (١٤ ــ ب) السابق ذكرهما ، وبناءا على هذا التعديل وبالأضافة إلى أن دينا لم يضع فى الاعتبار وزن اليد . النسبة بين وزن الساعد والعضدد عند تحديد مركز ثقل الذراع حيث أنه إعتبر مركز ثقل الذراع هو النقطة المنصفة للخط الواصل بين مركز ثقل كتلة كل من الساعد والعضد وهو بذلك يساوى بين الوزن النسبى للساعد والوزن النسبى للعضد مع اهمال الوزن النسبى لليد ، كما أن عند تحديد مركز ثقل القدم ، الساق إعتبر أنه النقطة المنصفة للخط الواصل بين مركز ثقل كتلة القدم ، مركز ثقل كتلة الساق وهو بذلك يساوى بين الوزن النسبى للقدم ، الوزن النسبى للساق وهذا يخالف ما جاء فى دائرة التناسب لفيشر مما يؤثر فى تحديد موقع مركز ثقل كتلة الجسم كله فى النهاية وهذا ما يعيب طريقة دينا ويجعلها غير دقيقة .

لذا فقد قام المؤلف (٨) بإستخدام نفس الأسس التى بنيت عليها طريقة دينا إلا أنه إعتمد فى تصميم الشابلونة على التعديل الذى أدخله كلاوسير وآخرون بالنسبة لأنصاف أقطار مراكز ثقل كتل الأجزاء ، بالنسبة للأوزان النسبية لهذه الأجزاء بالنسبة لوزن الجسم كما راعى أن تشتمل الشابلونة جميع أجزاء الجسم وبنسب أوزانها بالنسبة لوزن الجسم كله فى تحديد مراكز ثقلها وتنحصر طريقة تحديد مركز ثقل كتلة الجسم باستخدام الشابلونة المعدلة للمؤلف فى الخطوات التالية : ــ

يحدد موضع مركز ثقل كتلة كل عضو من أعضاء الجسم كما يلى : —

١ — يحسب طول المحور الطولى لكل عضو من أعضاء الجسم على حده .

٢ — يحدد موضع مركز ثقل كتلة كل عضو من أعضاء الجسم على حده باستخدام نسبة انصاف أقطار مراكز كتلة كل جزء من أجزاء الجسم بالنسبة لطول محاورها الطولية لكلاوسير والموضحة فى الجدول (٣) .

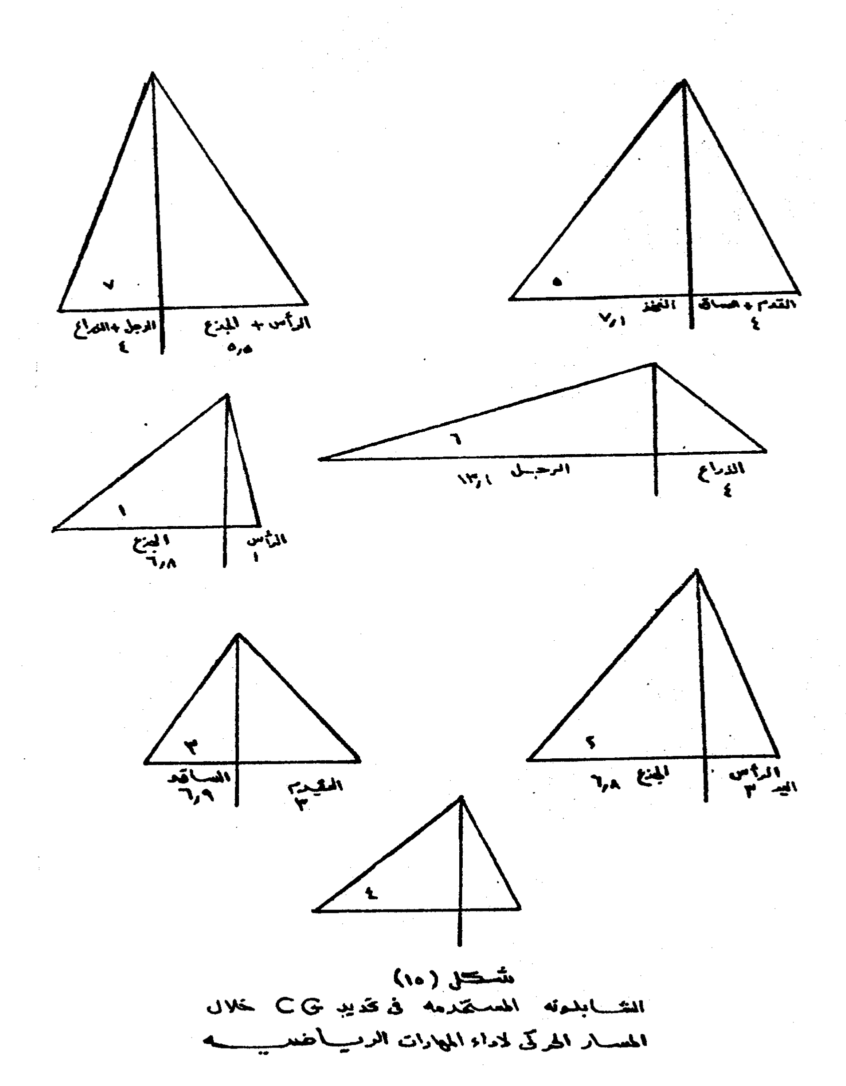
٣ — تحديد مركز ثقل كتلة الرأس + الجذع .

— يوصل مركز ثقل كتلة الرأس بمركز ثقل كتلة الجذع .

— توضع الشابلونة (١) عمودية على الخط الواصل بين مركز كتلة الرأس — الجذع بحيث تنطبق قاعدة الشابلونة على الخط تماما مع ملاحظة أن النسبة الأصغر تكون فى اتجاه مركز ثقل الجذع ثم تحرك الشابلونة حتى نصل الى الخط الأفقى فى الشابلونة الذى ينطبق تماما على الخط الواصل بين مركز ثقل كتلة الرأس والجذع مع ملاحظة ان يكون الخط الرأسى الذى يقسم قاعدة الشابلونة بنسبة ١ : ٦٫٩ عموديا على الخط الواصل بين مركز ثقل كتلة كل من الرأس والجذع حيث تصبح هذه النقطة هى مركز ثقل كتلة الرأس + الجذع .

٤ — بنفس الخطوات السابقة يتم تحديد كل من مركز ثقل كتلة اليدين والساعدين باستخدام الشابلونة (٢) ، مركز ثقل كتلة كل من الذراعين باستخدام الشابلونة (٣)، مركز ثقل كتلة القدم + الساق باستخدام الشابلونة (٤) ، مركز ثقل كتلة كل من الرجلين باستخدام الشابلونة (٥) ، مركز ثقل كتلة كل من الذراعين + الرجلين باستخدام الشابلونة (٦) . مع ملاحظة فى حالة الاوضاع التى تتباعد فيها الذراعين أو الرجلين يتم تحديد مركز ثقل كل ذراع على حدة ثم يوصل مركز ثقل كل ذراع بالآخر وتنصف المسافة بينهما حيث يصبح النقطة المنصفة ممثلة لمركز ثقل كتلة الذراعين ويتم بالمثل تحديد مركز ثقل كتلة الرجلين .

٥ — نصل مركزى ثقل كتلتى (الرأس + الجذع) ، (الذراعين + الرجلين) وباستخدام الشابلونة (٧) وبنفس الخطوات المتبعة فى (٢) تحدد نقطة تلاقى الخط الرأس بالخط الافقى بالشابلونة (٧) وتكون هى نقطة تأثير مركز ثقل كتلة الجسم كله انظر شكل (١٥) .



شكل (١٥)
الشابلونه المستخدمه فى تحديد CG خلال
المسار الحركى لاداء المهارات الرياضيه

ثانيا ـ تحديد المسار الحركى لمراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم .

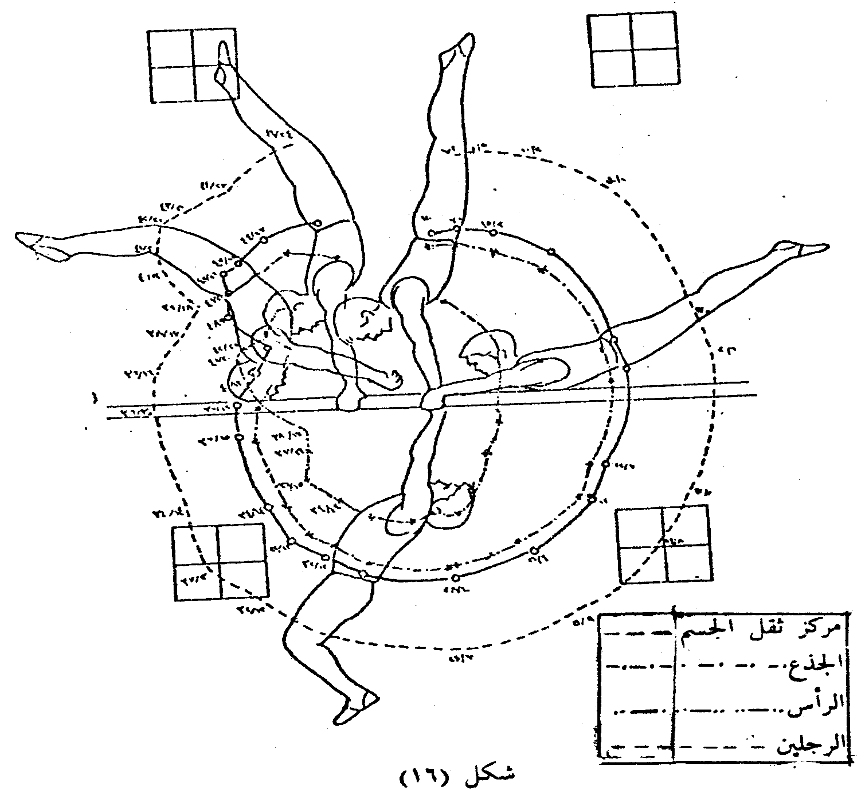
بعد حديد مراكز ثقل كتلة كل من أجزاء الجسم والجسم باستخدام إحدى الطريقتين السابقتين ولتكن طريقة الشابلونة للمؤلف ، نتبع الخطوات التالية.لرسم المسار الحركى لمراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء الحركة الرياضية ولتكن الدائرة الأمامية الكبرى على جهاز المتوازيين (مهارة كيموتسو) :ـ

١ ـ تحدد العلامات الإرشادية على الرسم التخطيطى النموذجى المنقول من الفيلم السينمائى لكل وضع من الأوضاع المحددة كنقاط لدراسة المسار الحركى وبمقياس رسم معلوم وليكن (١سم : ١٠ سم) .

٢ ـ تحدد مراكز ثقل كتل كل جزء من أجزاء الجسم والجسم على كل نموذج تخطيطى لكل وضع من الأوضاع المحددة كنقاط للدراسة .

٣ ـ تحدد العلامات الارشادية على ورقة شفافة ثم نضع الورقة الشفاف على كل نموذج تخطيطى لكل وضع من الأوضاع المحددة كنقاط للدراسة والسابق تحديد مراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم بحيث تنطبق العلامات الارشادية فوق بعضها تماما ثم تحدد على الورقة الشفاف مكان كل من مراكز ثقل كتل كل من اجزاء الجسم والجسم بعلامات مختلفة ولتكن العلامة (×) لمركز ثقل كتلة الرأس ، العلامة (.) لمركز ثقل كتلة الرجلين ، (0) لمركز ثقل كتلة الجذع ، العلامة (✱) لمركز ثقل كتلة الجسم وبتسجيل هذه العلامات ينشأ لنا أماكن أوضاع مراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم أو الجسم على الورقة الشفاف .

٤ ـ توصل العلامات المتشابهة حيث ينتج لنا مسارات لمراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء مهارة كيموتسو كما فى شكل (١٦)



شكل (١٦)

المسارات الحركية لمراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء مهار
كيموتسو على جهاز المتوازيين

ب - تعيين المسار الزمنى لأداء المهارة الرياضية .

تعتبر المهارة الرياضية نظاما ديناميكيا معقدا أو متعدد التركيب للأفعال الحركي المرتبطة ببعضها البعض والموجهة لتحقيق الهدف الرئيسى للأداء الحركى .. ويعتب الزمن من أهم العوامل المؤدية إلى ربط مختلف العناصر الحركية المستقلة فى النظا الكلى للأداء المهارى.

ويتيح استخدام الفيلم السينمائى المصور إعداد رسوم بيانية لطول أزمنة الفترات المكونة للحركة سواء كان العرض البيانى على شكل الكرونوجرام الخطى أو الدائرى .

ويتم تحديد الطول الزمنى للفترة فى الكرونوجرام الخطى من خلال رسم شريحة مستقيمة تتناسب فى طولها مع عدد صور الفيلم المقابلة لهذه الفرة من الحركة موضع الدراسة كما فى شكل (١٧) .

بينما يتحدد الطول الزمنى للفترة فى الكرونوجرام الدائرى بقياس طول القوس على محيط الدائرة الذى يتناسب مع عدد الصور المقابلة لهذه الفترة الزمنية من الحركة قيد الدراسة كما فى شكل (١٨) . وبفضل الكرونوجرام الدائرى لعرض التقسيم الزمنى لفترات الحركة المتكررة المغلقة مثل الجرى .

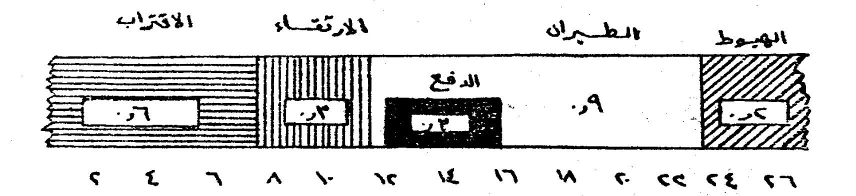
ويتطلب ذلك تقسيم محيط الدائرة إلى أقواس ذات مسافات متساوية تتطابق فى عددها مع عدد الصور (N) الخاصة بالحركة المرصودة كما يتطلب ايجاد نصف قطر الدائرة باستخدام العلاقة التالية : ـ

$$r = \frac{I}{2\pi} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (16)$$

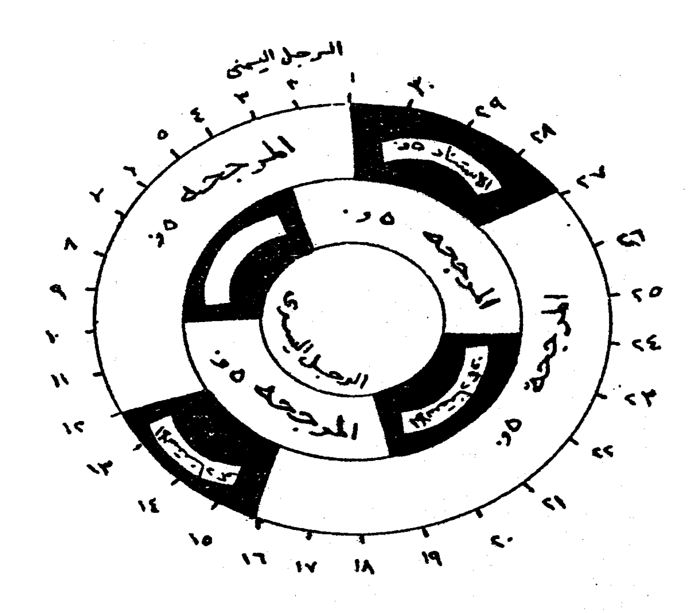
حيث I = طول محيط الدائرة بالسنتيمترات ، π = ط وهو مقدار ثابت يساوى ١٤ر٣ .

فعلى سبيل المثال إذا كانت الدورة المغلقة للحركة تستغرق ١٩ صورة ينبغى أن يكون طول محيط الدائرة ١٩ سم وبذلك يمكن ايجاد طول نصف القطر (r) كما يلى : ـ

$$r = \frac{I}{2\pi} = \frac{19}{2 \times 3.14} = \frac{19}{6.28} = 3.0 \text{ cm}$$



شكل (١٧)
كروتوجرام خطى لحركة القفز فتحا على المهر



شكل (١٨)
كروتوجرام دائرى للحركة المغلقه فى الجرى

ج – تعيين مسار السرعة اللحظية :
لمراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء المهارة الرياضية .

من المعروف أنه اذا تحرك جسم ما مسافة قدرها $(s = s_2 - s_1)$ فى زمن قدرة $(t = t_2 - t_1)$ فإنه يمكن حساب قيمة السرعة المتوسطة من العلامة التالية : –

$$V = \frac{S_2 - S_1}{t_2 - t_1} \quad (17)$$

ولكن فى معظم الاحيان عندما يتعلق الأمر بدراسة الاختلافات الجوهرية بين الاساليب التكنيكية المختلفة لأداء الحركة الرياضية يتطلب ذلك معرفة سرعة مركز ثقل كل من اجزاء الجسم والجسم بعد قطعه مسافات متباينة فى أزمنة متناهية فى الصغر وتقترب من الصفر ويعنى ذلك دراسة السرعات اللحظية لمراكز ثقل كتل أجزاء الجسم والجسم فى الأوضاع المختلفة المحددة كنقاط للدراسة خلال المسار الحركى لاداء المهارة الرياضية والتى يمكن الحصول عليها باستخدام المعادلة التالية : –

$$V = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{S_2 - S_1}{t_2 - t_1} = \frac{ds}{dt} \quad (18)$$

وحتى يمكن تعيين مسار السرعة اللحظة لمراكز ثقل كتل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال المسار الحركى لاى مهارة رياضية ولتكن على سبيل المثال مهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين نتبع الخطوات التالية : –

١ – تحديد زمن الصورة بمعلومية سرعة كاميرة التصوير السينمائى باستخدام المعادلة التالية : –

$$\text{زمن الصورة} = \frac{١}{\text{سرعة الكاميره}} \quad (١٩) \; .$$

، بمأن سرعة الكاميرا المستخدمة فى تصوير حركة كيموتسو تساوى ٢٤ صورة فى الثانية .

$$\text{إذن زمن الصورة} = \frac{١}{٢٤} = \text{٠٤٢.و . ثانية .}$$

٢ – تحديد ترتيب كل من الأوضاع المختارة كنقاط للدراسة على الفيلم وفق التغيرات المكانية لمراكز ثقل كتل كل من الجسم وأجزائه والتى يرى الباحث أهميتها فى التأثير على المسار الكلى للمهارة .

٣ ـ تحديد فرق الصور بين الوضع الأول والوضع الثانى ، ثم بين الوضع الثانى والثالث وهكذا حتى اخر وضع .

٤ ـ نضرب ترتيب الوضع على الفيلم فى زمن الصورة فنحصل على الزمن الكلى عند هذا الوضع وهكذا حتى آخر وضع . ويعتبر الزمن عند اخر وضع زمن أداء المهارة .

٥ ـ نضرب فرق الصور بين كل وضع وآخر فى زمن الصورة فنحصل على فرق الزمن بين كل وضع وآخر .

٦ ـ نقيس المسافة بين الوضع الأول والثانى بمسطره المنحنيات حيث نحصل على فرق الإزاحة بين الوضعين الأول والثانى وبنفس الطريقة يمكن الحصول على الازاحة بين الوضعين الثالث والرابع وهكذا حتى آخر وضع حيث نحصل على فرق الإزاحة بين كل وضعين متتالين مع ملاحظة ضرب الأزاحة فى مقياس الرسم للحصول على الازاحة الحقيقية على المسار .

٧ ـ نقسم فرق الازاحة بين كل وضعين على فرق الزمن لهما وحاصل القسمة يمثل السرعة اللحظية عند الوضع التالى .

٨ ـ تجدول البيانات السابقة كما فى الجدول (٤) .

٩ ـ تمثل العلاقة بين السرعة اللحظية والزمن بمنحنى بيانى يمثل فيه المحور (X) الزمن والمحور (Y) السرعة اللحظية كما فى شكل (١٩) .

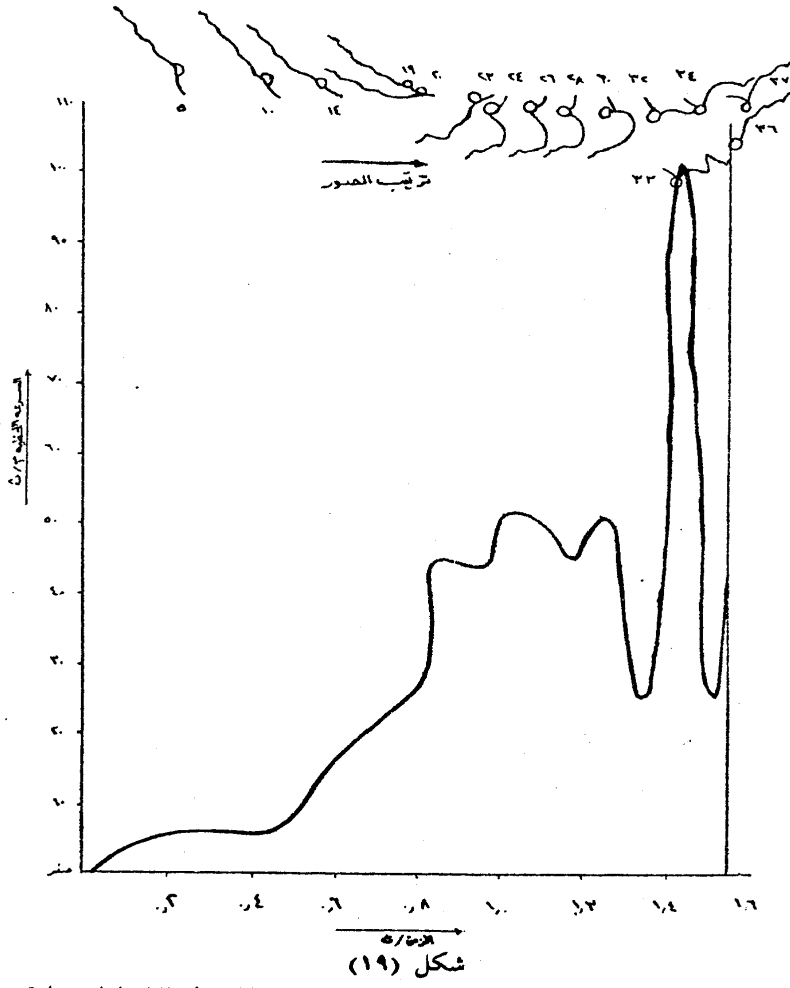
١٠ـ توضع الصور المتتابعة للمهارة فوق الشكل البيانى وفى مستوى أزمنتها كما فى شكل (١٩) .

وبنفس الخطوات يمكن تحديد السرعة اللحظية لكل من مراكز ثقل كتل الاجزاء وجدولتها والتعبير عنها بيانا .

جدول (٤)

السرعة اللحظية لمركز ثقل كتلة الجسم بالنسبة للزمن خلال المرجحة لاسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركي لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين

الرقم مسلسل	ترتيب الصور	زمن الصورة (ث)	زمن الصور (ث)	فرق الصور	فرق الزمن (ث)	الازاحة (م)	فرق الإزاحة (م)	السرعة اللحظية (م/ث)
١	٠	٠ر٠٤٢	٠	٠	٠	٠		
				٥	٠ر٢١٠		١ر٦	
٢	٥	٠ر٠٤٢	٠ر٢١			١ر٦٠		٧ر٦٠
				٥	٠ر٢١		١ر٦	
٣	١٠	٠ر٠٤٢	٠ر٤٢			٣ر٢٠		٧ر٦٠
				٤	٠ر١٦٨		٣ر٠	
٤	١٤	٠ر٠٤٢	٠ر٥٨٨			٦ر٢٠		١٧ر٩
				٥	٠ر٢١٠		٥ر٨	
٥	١٩	٠ر٠٤٢	٠ر٧٩٨			١٢ر٠٠		٢٧ر٦٠
				١	٠ر٠٤٢		١ر٩	
٦	٢٠	٠ر٠٤٢	٠ر٨٤٠			١٣ر٩٠		٤٥ر٢٠
				٣	٠ر١٢٦		٥ر٦	
٧	٢٣	٠ر٠٤٢	٠ر٩٦٦			١٩ر٥٠		٤٤ر٤٠
				١	٠ر٠٤٢		٢ر٢	
٨	٢٤	٠ر٠٤٢	١ر٠٠٨			٢١ر٧٠		٥٢ر٤٠
				٢	٠ر٠٨٤		٤ر٢	
٩	٢٦	٠ر٠٤٢	١ر٠٩٢			٢٥ر٩٠		٥٠ر٠٠
				٢	٠ر٠٨٤		٣ر٨	
١٠	٢٨	٠ر٠٤٢	١ر١٧٦			٢٩ر٧٠		٤٥ر٢٠٠
				٢	٠ر٠٨٤		٤ر٣	
١١	٣٠	ر٠٤٢	٠ر٢٦٠			٣٤ر٠٠		٥١ر٢٠
				٢	٠ر٠٨٤		٢ر١	
١٢	٣٢	٠ر٠٤٢	١ر٣٤٤			٣٦ر١٠		٢٥ر٠٠
				١	٠ر٠٤٢		٢ر١	
١٣	٣٣	٠ر٠٤٢	١ر٣٨٦			٣٨ر٢٠		٥٠ر٠٠
				١	٠ر٠٤٢		٤ر٣	
١٤	٣٤	٠ر٠٤٢٠	١ر٤٢٨			٤٢ر٥٠		١٠٢ر٤٠
				٢	٠ر٠٨٤		٢ر٢	
١٥	٣٦	٠ر٠٤٢	١ر٥١٢			٤٤ر٧٠		٢٦ر٢٠
				١	٠ر٠٤٢		١ر٨	
١٦	٣٧	ر٠٤٢	١ر٥٥٤			٤٦ر٥٠		٤٢ر٩٠



شكل (١٩)

منحنى السرعة اللحظية لمركز ثقل الجسم خلال مرحلة الاتصال اثناء اداء مهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين

د - تعيين مسار العجلة اللحظية :

لمراكز ثقل كل من الجسم وأجزاء الجسم خلال أداء المهارة الرياضية .

عند تعيين منحنى العجلة اللحظية لمراكز ثقل كل من الجسم وأجزاء الجسم تتبع نفس الخطوات السابقة ذكرها فى تحديد منحنى السرعة اللحظية مع ملاحظة أن العجلة المتوسطة عبارة عن معدل التغيير فى السرعة والتى يمكن التعبير عنها بالمعادلة التالية :

$$\overline{a} = \frac{U_2 - U_1}{t_2 - t_1} \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad (20)$$

وأن العجلة اللحظية يمكن التعبير عنها بالمعادلة التالية : -

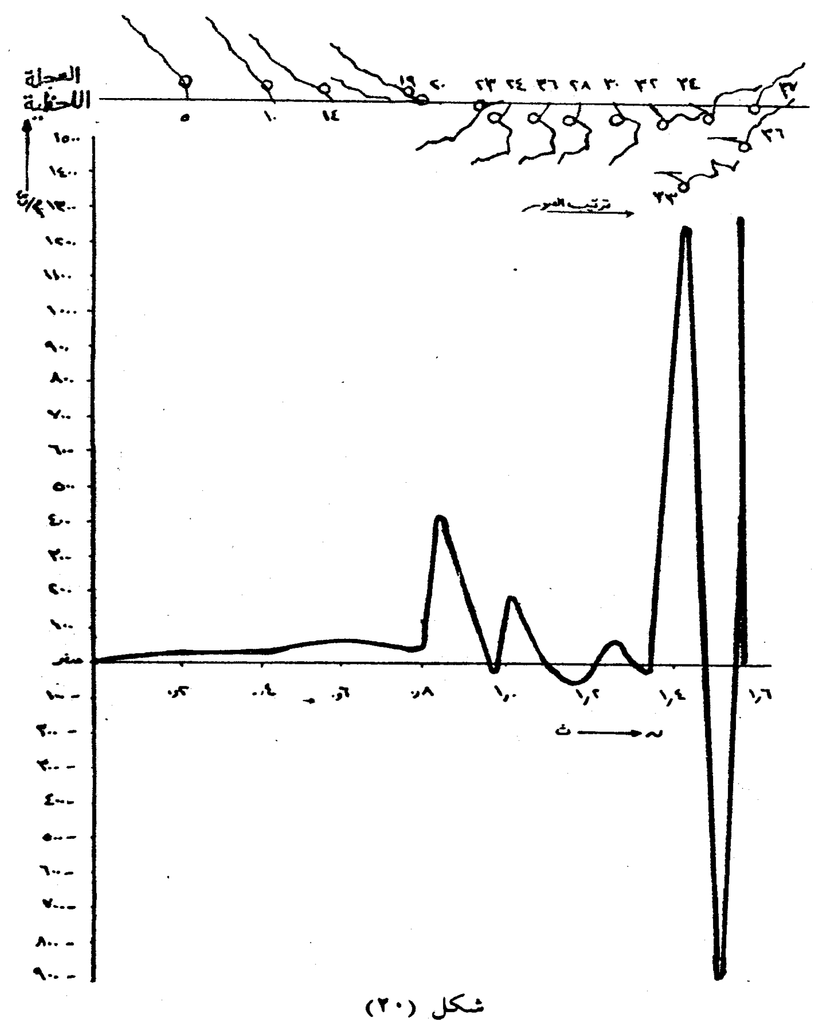
$$\overline{a} = \text{Lim.}_{\Delta t \to 0} \frac{V_2 - V_1}{t_2 - t_1} = \frac{dV}{dt} \ldots\ldots\ldots (21)$$

بالاضافة الى استخدام الجدول (٥) بعد اضافة عمود تاسع لتسجيل العجلة اللحظية عند كل صورة من الصور المحددة لنقاط دراسة مسار مركز ثقل كتلة الجسم ثم يعبر عنها بيانيا كما فى شكل (٢٠)

جدول (٥)

العجلة اللحظية لمركز ثقل كتلة الجسم خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين

م	ترتيب الصور	زمن الصورة (ث)	زمن الصور (ث)	فرق الصور	فرق الزمن (ث)	السرعة اللحظية (م/ث)	فرق السرعة (م/ث)	العجلة اللحظية (م/ث٢)
١	٠	٠ر٠٤٢	٠	٠	٠	٠		٠
				٥	٠ر٢١		٧ر٦	
٢	٥	٠ر٠٤٢	٠ر٢١			٧ر٦٠		٣٦ر١٩
				٥	٠ر٢١			
٣	١٠	٠ر٠٤٢	٠ر٤٢			٧ر٦٠		-٣٦ر١٩
				٤	٠ر١٦٨		١٠ر٣	
٤	١٤	٠ر٠٤٢	٠ر٥٨٨			١٧ر٩٠		٦١ر٣٠
				٥	٠ر٢١		٩ر٧	
٥	١٩	٠ر٠٤٢	٠ر٧٩٨			٢٧ر٦٠		٤٦ر٢٠
				١	٠ر٠٤٢		١٧ر٦	
٦	٢٠	٠ر٠٤٢	٠ر٨٤٠			٤٥ر٢٠		٤١٩ر١٠
				٣	٠ر١٢٦		-٠ر٨	
٧	٢٣	٠ر٠٤٢	٠ر٩٦٦			٤٤ر٤٠		-٠٦ر٤٠
				١	٠ر٠٤٢		٨ر٠٠	
٨	٢٤	٠ر٠٤٢	١ر٠٠٨			٥٢ر٤٠		١٩٠ر٥٠
				٢	٠ر٠٨٤		-٢ر٤٠	
٩	٢٦	٠ر٠٤٢	١ر٠٩٢			٥٠ر٠٠		-٢٨ر٦٠
				٢	٠ر٠٨٤		-٤ر٨	
١٠	٢٨	٠ر٠٤٢	١ر١٧٦			٤٥ر٢٠		-٥٧ر١٠
				٢	٠ر٠٨٤		٦ر٠٠	
١١	٣٠	٠ر٠٤٢	١ر٢٦٠			٥١ر٢٠		٧١ر٤٠
				٢	٠ر٠٨٤		-٢٦ر٢٠	
١٢	٣٢	٠ر٠٤٢	١ر٣٤٤			٢٥ر٠٠		-٣١ر٩٠
				١	٠ر٠٤٢		٢٥ر٠٠	
١٣	٣٣	٠ر٠٤٢	١ر٣٨٦			٥٠ر٠٠		٥٩٥ر٢٠
				١	٠ر٠٤٢		٥٢ر٤٠	
١٤	٣٤	٠ر٠٤٢	١ر٤٢٨			١٠٢ر٤٠		١٤٧ر٦٠
				٢	٠ر٠٨٤		-٧٦ر٤	
١٥	٣٦	٠ر٠٤٢	١ر٥١٢			٢٦ر٢٠		-٩٠٩ر٥٠
				١	٠ر٠٤٢		١٦ر٧	
١٦	٣٧	٠ر٠٤٢	١ر٥٥٤			٤٢ر٩٠		٣٩٧ر٦٠



شكل (٢٠)

منحنى العجلة اللحظية بالنسبة للزمن لمركز ثقل الجسم خلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين.

هـ ـ تعيين زاوية انطلاق الجسم لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركي لأداء المهارة الرياضية .

تعتبر زاوية انطلاق الجسم ـ سواء كان جسم الانسان أو أداة رياضية ـ من أهم المتغيرات الكينماتيكية المؤثرة على منحنى الطيران ، لذا فإن معرفة كيفية تحديدها من مدلولات المسار الحركي لمركز ثقل كتلة الجسم يعتبر أمراً هاماً لا يمكن إغفاله . وتنحصر خطوات تعيين زاوية انطلاق الجسم لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركي لأداء المهارة الرياضية فيما يلي :ـ

١ ـ ننقل المسار الحركي لمركز ثقل كتلة جسم اللاعب على ورقة مربعات ثم تحدد المحورين (X ، Y)

٢ ـ نحدد على المسار رقم الصورة عند لحظة كسر الاتصال ثم نحدد كل من بعديها عن المحور (Y) ونرمز له بالرمز (Y_2) وعن المحور (X) ونرمز له بالرمز (X_2) كما في شكل (٢١) .

٣ ـ نحدد على المسار رقم الصورة قبل لحظة كسر الاتصال ثم نحدد كل من بعديها عن المحور (Y) ونرمز له بالرمز (Y_1) ، عن المحور (X) ونرمز له بالرمز (X_1) .

٤ ـ ولحساب زاوية الانطلاق Θ تستخدم المعادلة التالية :ـ

$$\Theta = \arctan \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1} \quad ... (22)$$

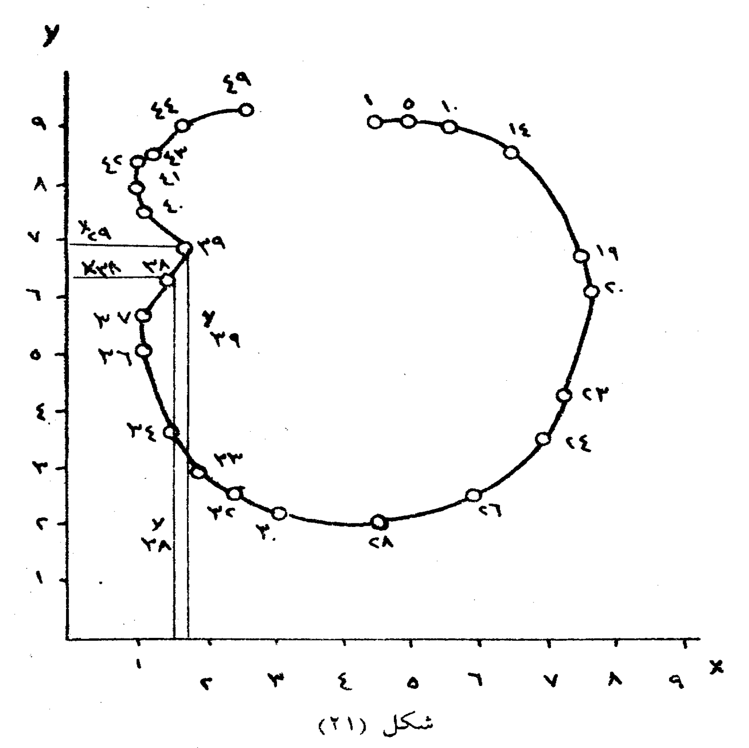
ففي المثال السابق يوضح الشكل (٢١) أن لحظة كسر الاتصال عند الصورة (٣٧)

$$0.45 = X_2 \; , \; 0.53 = Y_2 \; .$$

وأن الصورة قبل لحظة كسر الاتصال هي الصورة (٣٦)

$$X_1 = 0.41 \; , \; Y_1 = 0.16$$

$$\therefore \theta = \arctan \frac{0.53 - 0.16}{0.45 - 0.41} = \frac{37}{4} = (83.80)$$



شكل (٢١)

تحديد زاوية الانطلاق لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين .

و - تعيين مسار السرعة الزاوية لمركز ثقل كل من أجزاء الجسم والجسم خلال أداء المهارة الرياضية .

تعرف السرعة الزاوية لنقطة (لجسم) ذات حركة دائرية منتظمة بأنها النسبة بين الازاحة الزاوية (الانتقال الزاوى) التى يقطعها نصف القطر (r) والزمن (t) المقابل لهذه الازاحة . ولما كانت السرعة الزاوية لحركة الجسم ووصلاته البيوميكانيكية تتميز عادة بالتغيير ، لذا فإنه يجرى حساب معدل الازاحة الزاوية ، فى وحدة الزمن أو مايسمى بالسرعة الزاوية المتوسطة ويرمز لها بالرمز ($\bar{\omega}$) . فاذا

تحركت نقطة على محيط دائرة وقطع نصف قطرها الزاوية من (Θ_1) الى (Θ_2) فى الفترة الزمنية (من t_1 الى t_2) فان السرعة الزاوية المتوسطة ($\bar{\omega}$) لحركة هذه النقطة تحسب باستخدام المعادلة :

$$\bar{\omega} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{t_2 - t_1} = \frac{d\theta}{dt} \text{ ... Rad / sec ... (23)}$$

ونظراً إلى أن السرعة الزاوية المتوسطة لا تعطى أى فكرة عن السرعات الزاوية التى تحركت بها النقطة خلال اللحظات الزمنية المختلفة فإنه بفضل حساب ما يسمى بالسرعة الزاوية اللحظية لحركة هذه النقطة (ωt) .

السرعة الزاوية اللحظية (Wt) .

وهى عبارة عن الكمية التى تؤول إليها السرعة الزاوية المتوسطة ($\bar{\omega}$) عندما تؤول الفترة الزمنية المناظرة (dt) الى الصفر . وبناءاً على ذلك يمكن تعيين السرعة الزاوية اللحظية للنقطة المتحركة فى اللحظة الزمنية المعطاه من خلال تفاضل ($\Delta\circ$) بالنسبة للزمن (Δt)

باستخدام المعادلة التالية :-

$$\omega_t = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Theta_2 - \Theta_1}{t_2 - t_1} = \frac{d\Theta}{dt} \text{ (24)}$$

ومما سبق يتضح أنه كلما صغرت الفترة الزمنية (Δt) الداخلة فى معادلة حساب السرعة الزاوية المتوسطة يؤدى ذلك الى اقتراب قيمة هذه السرعة الزاوية المتوسطة من قيمة السرعة الزاوية اللحظية .

ولتحديد السرعة الزاوية اللحظية لمركز ثقل كتلة الجسم أو أحد أجزائه خلال المسار الحركى لأداء المهارة الرياضية تتبع نفس الخطوات السابقة فى تعيين السرعة الخطية مع الأخذ فى الاعتبار وضع الازاحة الزاوية بدلا من الازاحة اللحظية وتطبق المعادلة (24) .

ففى المثال السابق لكى تحدد السرعة الزاوية اللحظية لمراكز ثقل كتلة الجسم وكل من الرأس ، الجذع ، والرجلين ، تحدد بالمنقلة الازاحة الزاوية لمركز ثقل كتلة الجسم

وكذا لكل من الرأس ، الجذع ، والرجلين على المسار الحركى لكل منهم . ثم نجدون البيانات كما فى الجدول (٦) .

جدول (٦)

الازاحة الزاوية لمراكز ثقل كتلة كل من الرأس والجذع ، الجسم ، والرجلين خلال المرجحة لأعلى ولأسفل حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين .

م	ترتيب الصور	الازاحة الزاوية لمراكز ثقل كتل كل من الرأس (بالدرجة)	الجذع (بالدرجة)	الجسم (بالدرجة)	الرجلين (بالدرجة)
١	٠	٠	٠	٠	٠
٢	٥	١٢	١٠	٨	٦
٣	١٠	٢٩	٢١	١٧	١١
٤	١٤	٣٩	٣٧,٥	٣٤	٢٢
٥	١٩	٨٤	٧٥	٦٨	٤٨
٦	٢٠	١٠٨	٨٧	٨٣	٧٢
٧	٢٣	١٤٠	١٢١	١١٤	٨٣
٨	٢٤	١٥٩	١٣٤	١٢٦	١١٧
٩	٢٦	١٨٣	١٥٧	١٤٨	١٣١
١٠	٢٨	١٩٨	١٧٩	١٧٠	١٥١
١١	٣٠	٢١٢	٢٠١	١٩٣	١٧٨
١٢	٣٢	٢٢١	٢١١	٢٠٤	٢٠٠
١٣	٣٣	٢٢٩	٢٢٠	٢١٥	٢١٧
١٤	٣٤	٢٣٩	٢٣٠	٢٢٧	٢٢٩
١٥	٣٦	٢٤٩	٢٥٥	٢٥١	٢٤٣
١٦	٣٧	٢٧٣	٢٦٨	٢٦٣	٢٦٨

ثم نوجد كل من :

١ – فروق الازاحة الزاوية بين الصور التى حددت كنقاط للدراسة وتحولها الى التقدير الدائرى باستخدام الجداول الرياضية أو نضربها فى المقدار ($\frac{ط}{١٨٠}$) حيث ط = ٣ر١٤ .

٢ – ثم نحدد فرق الزمن . ثم نطبق المعادلة (24) لحساب السرعة الزاوية اللحظية عند كل صورة من الصور المحددة كنقاط للدراسة . ثم تجدول البيانات كما فى الجداول (٧) .

جدول (٧)

السرعة الزاوية لمركز ثقل كتلة الرأس خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين .

م	ترتيب الصور	الزمن (ثانية)	فرق الزمن (ثانية)	الازاحة الزاوية (درجة)	فرق الازاحة: الزاوية (بالدرجة)	فرق الازاحة: الزاوية بالتقدير الدائرى	السرعة الزاوية اللحظية (ا/ث)
١	٠	٠	٠	٠	٠		
			٠ر٢١		١٢	٠ر٢٠٩٠٠	
٢	٥	٠ر٢١		١٢			٠ر٩٩٧٠
			٠ر٢١		١٧	ر٢٩٧	
٣	١٠	٠ر٤٢		٢٩			١ر٤١٢
			٠ر١٦٨		١٠	٠ر١٧٤٤٠	
٤	١٤	٠ر٥٨٨		٣٩			١ر٠٣٨٠
			٠ر٢١		٤٥	٠ر٧٨٥١٠	
٥	١٩	٠ر٧٩٨		٨٤			٣ر٧٤٠
			٠ر٠٤٢		٢٤	٠ر٤١٨٧٠	
٦	٢٠	٠ر٨٤		١٠٨			٩ر٩٧٠
			٠ر١٢٦		٣٢	٠ر٥٥٨٦٠	
٧	٢٣	٠ر٩٦٦		١٤٠			٤ر٤٣٠

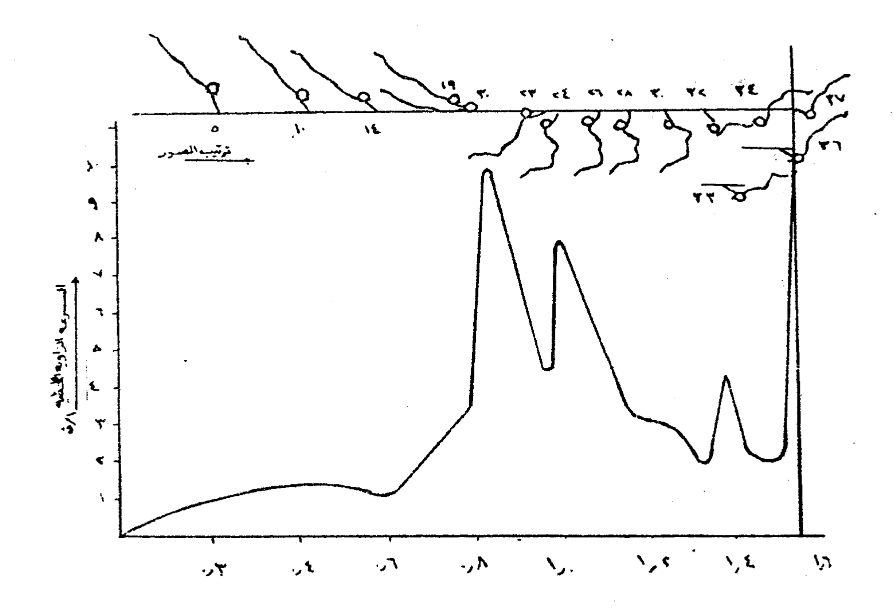
جدول (٧)

السرعة الزاوية لمركز ثقل كتلة الرأس خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصالخلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين .

			٤ر٠٤٢		١٩	٠ر٣٣١٦٠	
٨	٢٤	١ر٠٠٨		١٥٩			٧ر٩٠٠
			٠ر٠٨٤		٢٤	٠ر٤١٨٩٠	
٩	٢٦	١ر٠٩٢		١٨٣			٥ر٣٤٠
			٠ر٠٨٤		١٥	٠ر٢٦١٨٠	
١٠	٢٨	١ر١٧٦		١٩٨			٣ر١٢٠
			٠ر٠٨٤		١٤	٠ر٢٤٤٤٠	
١١	٣٠	١ر٢٦٠		٢١٢			٢ر٩١٠
			٠ر٠٨٤		٠٩	٠ر١٥٧١	
١٢	٣٢	١ر٣٤٤		٢٢١			١ر٨٧٠
			٠ر٠٤٢		٠٨	٠ر١٣٩٦٠	
١٣	٣٣	١ر٣٨٦		٢٢٩			٣ر٣٢٠٠
			٠ر٠٨٤		١٠	٠ر١٧٥٠	
١٤	٣٤	١ر٤٣٨		٢٣٩			٢ر٠٧٨٠
			٠ر٠٨٤		١٠	٠ر١٧٥٠	
١٥	٣٦	١ر٥١٢		٢٤٩			٢ر٠٧٨٠
			٠ر٠٤٢		٢٤	٠ر٥١٩٠	
١٦	٣٧	١ر٥٥٤		٢٧٣			٩ر٩٧٠

ثم نعبر عن السرعة اللحظية لمركز ثقل الرأس بيانيا كما فى شكل (٢٢) .

وبنفس الطريقة المتبعة فى جدول (٧) يمكن جدولة المدلولات الخاصة لتحديد السرعة الزاوية اللحظية لمراكز ثقل كل من الجسم والجذع والذراعين والرجلين كل على حدة والتعبير عنها بيانيا .



شكل (٢٢)

منحنى السرعة الزاوية اللحظية لمراكز ثقل الرأس
خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال
المسار الحركى لمهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين

ز ـ تعيين مسار العجلة الزاوية لمراكز ثقل كل من أجزاء الجسم أو الجسم خلال أداء المهارة الرياضية .

تعرف العجلة الزاوية بأنها معدل تغيير السرعة الزاوية ويعبر عنها جبريا بالمعادلة التالية :ـ

$$\bar{\dot{\omega}} = \frac{\omega_f - \omega_i}{t_f - t_i} \ldots (25)$$

حيث (ω_i , t_i) السرعة الزاوية الابتدائية والزمن الابتدائي و (ω_f , t_f) السرعة الزاوية النهائية والزمن النهائي و ($\bar{\dot{\omega}}$) العجلة الزاوية المتوسطة .

لنفرض أن لاعب الجمباز فى المثال السابق كانت السرعة الزاوية لمركز ثقل كتلة رأسة عند لحظة مرورة على الوضع الأفقى خلال المرجحة لأسفل كانت (9.97 rad/sec) ، وكانت السرعة الزاوية لمركز ثقل كتلة رأسه عند وصوله تحت عارضة المتوازيين بعد مضى (0.084 sec.) كانت (2.91 rad/sec) فإن العجلة الزاوية المتوسطة لمركز ثقل الرأس تكون :

$$\bar{\dot{\omega}} = \frac{9.97 - 2.91}{0.084} = 84.1 \quad \text{rad/sec}$$

وتعطى المعادلة (25) قيمة العجلة الزاوية اللحظية وذلك عندما تؤول قيمة الفترة الزمنية المناظرة الى الصفر أى أن العجلة الزاوية اللحظية تعطى بالمعادلة التالية :

$$\dot{\omega} = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\omega_f - \omega_i}{t_f - t_i} = \frac{d\omega}{dt} \ldots (26)$$

وبأخذ المعادلة التالية (23) فى الاعتبار بالنسبة للسرعة الزاوية ينتج أن :

$$\omega = \frac{d\Theta}{dt}$$

حيث تحصل على العجلة الزاوية على أنها المعامل التفاضلى الثانى لمسار الزاوية بالنسبة للزمن ويعبر عنها بالمعادلة :

$$\dot{\omega} = \frac{dw}{dt} = \frac{d\left(\frac{d\Theta}{dt}\right)}{dt} = \frac{d\Theta}{dt^2} = \Theta \quad \ldots (27)$$

ومن المعروف أن كلا من السرعة الزاوية وعجلتها مقادير متجهة . يمكن تعيينها مقداراً واتجاها باستخدام نظام المحاور الكارتيزية المتعامدة ونظام المحاور القطبية .

ويفضل فى مجال التحليل الحركى استخدام نظام المحاور القطبية.

ويمكن للباحث أن يوجد السرعة الزاوية اللحظية باستخدام المعادلة (23) كما سبق ، وكذلك العجلة الزاوية اللحظية باستخدام المعادلة (26) ، حيث تشكل معرفة القيمتين (ω) ،(ω)فى حالات مثل كسر الاتصال فى حركة الوثب أهمية كبيرة .

حيث تتعلق هذه الأهمية بالحركة الدورانية للجسم فى مرحلة الطيران كما يحدث فى حركات الغطس والدورات الاكروباتية فى الجمباز .

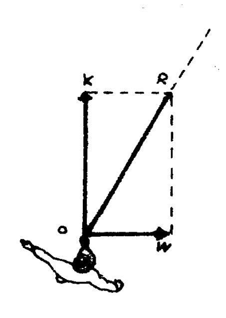
ح - حساب زمن الجسم المقذوف - سواء كان جسم الانسان أو أداة - والمسافة الأفقية خلال مرحلة الطيران .

على الرغم من أن التشابه لايبدو واضحاً بين العديد من المهارات الرياضية مثل حركة لاعب الأكروبات على الترمبولين وحركة دفع الجلة وحركة لاعب الجولف إلا أن جميع هذه الحركات الرياضية وحركات أخرى كثيرة تعتبر جميعها مقذوفة ، حيث يتوقف نجاح اللاعب فى أداء هذه الحركات على مدى نجاحه فى قذف جسمه أو قذف الجلة أو قذف كرة الجولف فلاعب الترميولين يهتم أساساً بالزمن الذى يستمر فيه جسمه فى الهواء كمقذوف لأنه يدرك أنه كلما طال هذا الزمن كلما سهل عليه إنجاز الواجب الحركى المنوط إليه فى هذا الزمن .

أما قاذف الجلة فإنه لا يهتم كثيراً بطول زمن طيران الجلة فى الهواء ولكنه يهتم أساساً بالمسافة الأفقية التى ستقطعها الجلة حتى تصل الى الأرض . بينما تختلف إهتمامات لاعب الجولف عن اللاعبين السابقين حيث أنه يهتم كثيراً بمسار كرة الجولف ، فهو عندما يريد أن يضرب الكرة بغرض مرورها فوق حاجز مثل بعض الأشجار فإنه يهتم بالدرجة الأولى بالمسار فوق هذه الأشجار .

مما سبق نجد أنه بالرغم من أن الثلاثة حركات تعتبر حركات مقذوفية إلا أن إهتمامات اللاعبين فيها تختلف وفقاً لهدف الحركة .

ولحساب زمن المقذوف - سواء كان جسم الإنسان أو أداة - تتصور كرة القدم فى وضع ثابت على أرض الملعب ، فإذا ضربت الكرة من حارس المرمى مثلا بغرض قذفها فى مسار منحنى ، ودرسنا سرعتها عند الانطلاق سوف نجد أن السرعة المحصلة للكرة يمكن تمثيلها مقدارا واتجاها بالسهم (Vr) المبين بالشكل (٢٣) .



شكل (٢٣)
السرعة المحصلة Vr لقذف كرة قدم ومركبتيها
الأفقية (Vx) والرأسية (Vy).

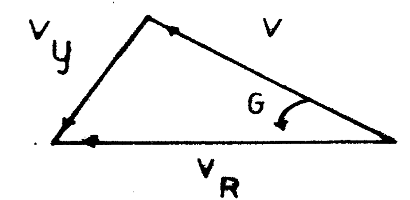
فاذا حللنا هذه السرعة الى مركبتيها الأفقية (Vx) ، الرأسية (Vy) فإن تأثير كل منها يمكن دراسته على حدة .

المركبة الأفقية (Vx).

سوف تؤثر المركبة (V_x) فى اتجاه أفقى موازى لسطح الأرض و يتأثر بها زمن الطيران والمدى .

المركبة الرأسية (Vy) .

أما المركبة الرأسية فيلزم دراسة علاقتها بالسرعة المحصلة عن طريق تمثيل السرعة المحصلة ومركباتها بمثلث قوى وتره يمثل السرعة المحصلة بينما ضلعه الرأسى يمثل المركبة الرأسية وضلعه الأفقى يمثل المركبة الأفقية شكل (٢٤) .



شكل (٢٤)
مثلث السرعات

ومن الشكل (٢٤) يمكن استخلاص العلاقات التالية :-

$$i - V_T = \sqrt{(V_y)^2 + (V_X)^2} \quad ... \quad (28)$$

$$ii - V_Y = v_T \text{ Sin } \beta \quad ... \quad (29)$$

$$iii - V_X = V_T \text{ Cos } \beta \quad ... \quad (30)$$

ويمكن حساب الزمن الذى تستغرقه الكرة حتى تصل الى أقصى أرتفاع باستخدام المعادلة التالية :-

$$t_{up} = \frac{V_T . \text{ Sin } . \Theta}{g} \quad ... \quad (31)$$

حيث t_{up} = الزمن الذى استغرقته الكرة من لحظة انطلاقها من الأرض حتى وصولها لأقصى ارتفاع ، V_T = محصلة السرعة لحظة الانطلاق ، g = عجلة الجاذبية الأرضية .

ولمعرفة زمن الطيران الكلى يلزم معرفة الزمن الذى تستغرقه الكرة للوصول الى الأرض من لحظة وصولها الى أقصى ارتفاع وصلت إليه. فإذا كانت نقطة الهبوط فى نفس مستوى نقطة الانطلاق فإن زمن الصعود سوف يعادل زمن الهبوط ويصبح الزمن الكلى (T) كما يلى : -

$$T = t_{up} + t_{down} = 2t_{up}.$$

وحيث أن:

$$t_{up} = \frac{V_t . \sin\Theta}{9}$$

$$\therefore T = \frac{V_t . \sin \Theta}{9} + \frac{V_t . \sin \Theta}{9}$$

$$= \frac{2 V_t \sin \Theta}{9} \quad .... \quad (32)$$

ولكن فى الحركات الرياضية لا تقابلنا مثل هذه الحالة حيث تكون نقطة الانطلاق هى نفس نقطة الهبوط ، ففى حركة قذف الجلة مثلا أو أداء الدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الوقوف على اليدين للنزول على الأرض على جهاز المتوازيين نجد أن نقطة الانطلاق أعلا من نقطة الهبوط ولذلك فإن المعادلة السابقة لا تصلح لإيجاد زمن الطيران حيث يكون زمن الطيران أطول فى هذه الحالة من السابقة ولحساب هذا الزمن تستخدم المعادلة التالية :ـ

$$T = \frac{V_t \sin \Theta + \sqrt{(V_t \sin \Theta)^2 + 2gh}}{g} \quad \dots (33)$$

حيث $Vt \sin \Theta$ = المركبة الرأسية للسرعة . g = عجلة الجاذبية ، h = المسافة الرأسية بين نقطة الانطلاق والهبوط . وكما سبق القول فإن اللاعب قد تكون اهتماماته الأساسية منصبة على المسافة الأفقية للمقذوف وليس زمن الطيران ، ولايجاد المسافة الأفقية (D) للمقذوف يمكن تطبيق المعادلة التالية :ـ

$$D = V_x . T \dots (34)$$

حيث D = المسافة الأفقية ، Vx = السرعة الأفقية ، T = زمن الطيران .

ولكن

$$V_x = V_t \cos \Theta$$

$$D = V_t \cos \Theta . T$$

٢ ـ ٣ التحليل الكيناتيكى الحيوى للحركات الرياضية .

تستلزم دراسة الخصائص الكيناتيكية الحيوية لأى حركة رياضية تحليل الأداء الحركى لهذه الحركة لتحديد المدلولات الكيناتيكية التالية :ـ

١ ـ تعيين منحنى القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم كدالة للزمن خلال مرحلة الاتصال .

ب ـ تعيين منحنى دفوع القوى المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم كدالة للزمن خلال مرحلة الاتصال .

جـ تعيين منحنى دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل الجسم خلال مرحلة الاتصال .

د ـ تعيين منحنى طاقة الحركة الدورانية للجسم كدالة للزمن خلال مرحلة الاتصال .

هـ ـ تعيين منحنى طاقة الوضع للجسم كدالة للزمن خلال مرحلة الاتصال .

ا ـ تعيين منحنى القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الاتصال .

تعرف القوة عموما بأنها الفعل الذى يحاول تغيير حالة سكون او حركة الجسم المؤثر عليه ، وتوجد اشكال كثيرة للقوة مثل قوة الجاذبيه الأرضية ، والضغط والشد .

كما أنه معروف من الخبرات الرياضية أن الانقباض العضلى (القوة) ضرورى مثلا لدفع جلة أو للوثب العالى أو لرفع الأثقال أو للتحكم فى الهبوط من فوق جهاز الجمباز أو للتجديف .

. كما يتطلب الثبات فى وضع الوقوف على اليدين على جهاز المتوازيين بذل قدرا من القوة للاحتفاظ بالجسم فى هذا الوضع .

فالقوة فى الحالةالأولى هى سبب حدوث الحركة وهذا ما يسمى بالتأثير الديناميكى للقوة أما القوة فى الحالة الثانية فقد تسببت فى تغير شكل الجسم المؤثر عليه ـ تقوس عارضتى المتوازيين ـ كما تتوازن القوة مع الشد الحادث فى هذا الجسم وهذا ما يسمى بالتأثير الاستاتيكى للقوة . والقوة مقدار حسابى يمكن تمثيله ولكن لتحديد قوة بالضبط يجب معرفة نقطة تأثيرها ومقدارها وكذا اتجاهها .

وتعتبر القوة العضلية الموجه الأساس للأداء المهارى .

ويمكن تحديد مقادير القوى المؤثرة على مركز ثقل الجسم كدالة للزمن خلال مرحلة الاتصال أثناء أداء أى مهارة رياضية عن طريق ما يلى :ـ

- طريقة القياس .
- طريقة الحساب .
- طريقة القياس .

تستخدم أجهزة قياس القوى سواء كانت مصممة على أساس ميكانيكى أو على أساس القياس بالاستطالة (التمدد) . فى معظم الاحيان لتدوين القوى كدالة للزمن فى كل من الاتجاهين الرأسى والأفقى بصورة فورية .

فمثلا اذا أردنا الحصول على منحنى التغير فى القوى المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى كل من الاتجاهين الراسى والافقى ومحصلتهما كدالة للزمن خلال المرجحة لاسفل ولاعلى حتى لحظة كسر الإتصال خلال المسار الحركى لمهارة الدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الإرتكاز للارتكاز على جهاز المتوازين تتبع الخطوات التالية :—

١ — يركب جهاز تدوين القوى فى احدى عارضتى المتوازين .

٢ — يتم معايرة عارضة المتوازين المركب فيها جهاز تدوين القوى أنظر الفصل (١) بند (٣) جهاز تدوين القوى للمؤلف .

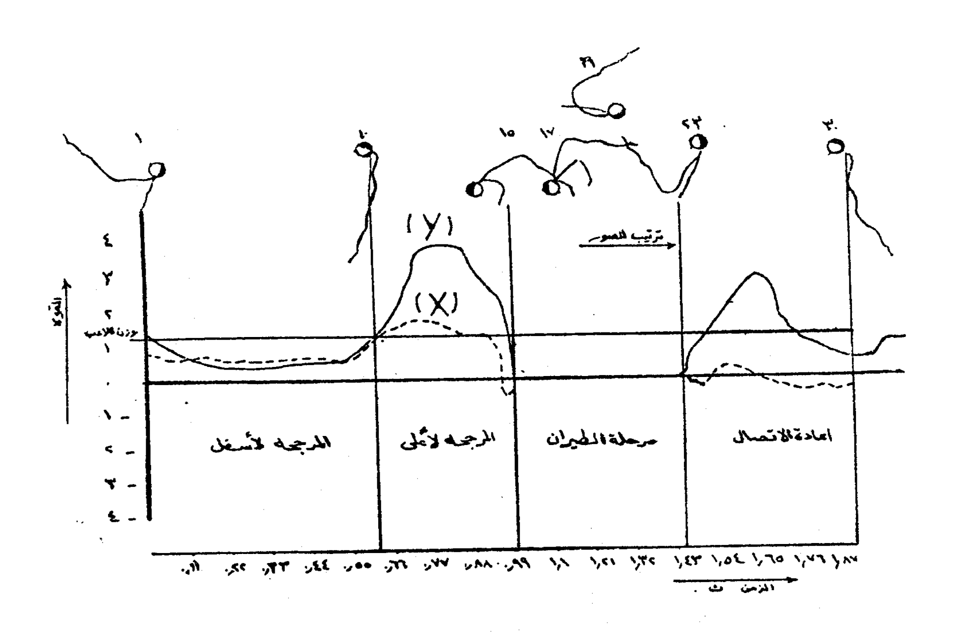
٣ — يؤدى اللاعب الدورة الهوائية الامامية المنحنية من الارتكاز للارتكاز على جهاز المتوازين حيث تحصل على المنحنى المبين فى شكل (٢٥) .

٤ — بإستخدام الجدول (٨) يمكن تحويل وحدة القياس إلى وحدات قياس القوة حيث تحصل على المنحنى المبين بالشكل (٢٦) .

جدول (٨)

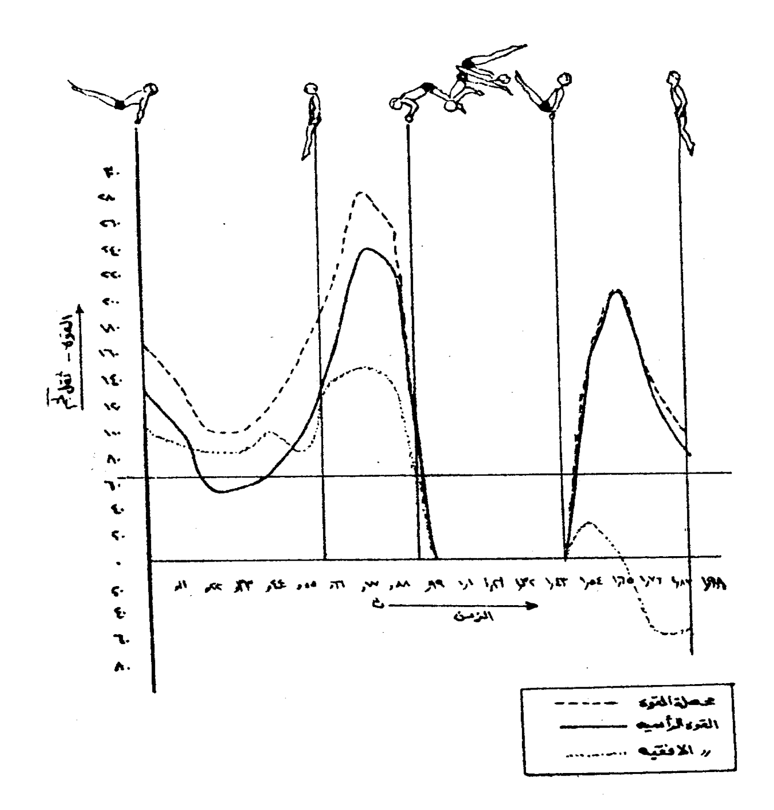
المعامل الاستبدالى على المحور الرأسى والافقى

م	G. Kgm /sec^2	Y_G m m	X_G m.m	K_f Kgm/sec^2	K_f Kgm/sec^2
١	٥٠	٧	٧	١ر٧	١ر٧
٢	٦٠	١٢	١٢	٢ر٠	٢ر٠
٣	٦٥	١٣	١٣	٥ر٠	٥ر٠
٤	٨٠	١٩	١٩	٢ر٥	٢ر٥
٥	٩٥	٢٥	٢٥	٢ر٥	٢ر٥
٦	١٠٥	٣٠	٣٠	٢ر٠	٢ر٠
٧	١٢٥	٤٠	٤٠	٢ر٠	٢ر٠
٨	١٤٥	٥٠	٥٠	٢ر٠	٢ر٠



شكل (٢٥)

منحنى التغير فى القوى المؤثرة على CG فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والأفقية خلال أداء الدورة الهوائية الامامية المنحنية على جهاز المتوازيين كما دونها جهاز تدوين القوى (للمؤلف)



شكل (٢٦)

منحنى التغير فى القوى المؤثرة على CG فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والأفقية خلال أداء الدورة الهوائية الامامية المنحنية على المتوازيين (عن المؤلف) .

وبدلالة كل من المركبتين الرأسية والافقية يمكن حساب محصلة القوى عن طريق استخدام المعادلة التالية :ـ

$$F_R = \sqrt{(F_y)^2 + (F_x)^2} \cdots \qquad (34)$$

طريقة الحساب .

فى معظم الحالات التى يتعذر فيها توفر أجهزة تدوين القوى يلجأ الباحث إلى طريقة حساب القوى باستخدام المدلولات الذى يحصل عليها من الفيلم السينمائى وفق الخطوات التالية :ـ

١ ـ تحسب مقادير العجلة اللحظية فى كل وضع من الأوضاع موضع الدراسة . باستخدام المعادلة (21) .

٢ ـ نحسب كتلة جسم اللاعب باستخدام المعادلة التالية :ـ

$$m = \frac{G}{g} \ldots (35)$$

حيث G = وزن الجسم ، g = عجلة الجاذبية

٣ ـ نحسب مقدار القوة المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى كل وضع من الاوضاع موضع الدراسة عن طريق استخدام المعادلة التالية :ـ

$$F = m\,\bar{a} \quad \ldots (36)$$

ثم نجدول البيانات ونعبر عنها بيانيا ، فعلى سبيل المثال لو أردنا حساب القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة جسم لاعب الحواجز خلال المسار الحركى فى الارتكاز قبل الحاجز تتبع الخطوات التالية :ـ

١ ـ تحدد وزن اللاعب وليكن ٧٠ ثقل كجم .

إذن كتلته = ٧٠ / ٩ر٨١ = ٧ر١٠ كجم

٢ ـ نحسب مقدار العجلة اللحظية عند الصورة (٢) وليكن (ـ ٢٥ر٠ م/ث٢) .

٣ ـ نحسب مقدار القوة المؤثرة على مركز ثقل الجسم عند الصورة (٢) كما يلى :ـ

القوة = ـ ٢٥ر٠ × ٧ر١ = ـ ١٧٧ر٥ كجم م/ث٢

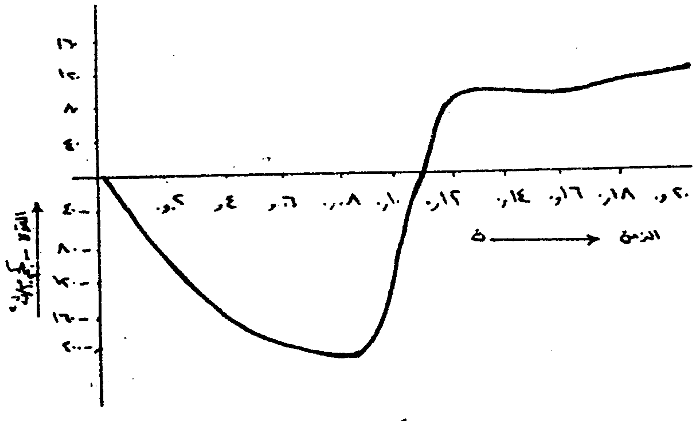
٤ ـ تحسب بنفس الطريقة السابقة القوة المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى كل وضع من الاوضاع المحددة كنقاط للدراسة وتجدول البيانات كما فى الجدول (٩) ويعبر عنها بيانيا كما فى شكل (٢٧) .

جدول (٩)

حساب القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم
خلال المسار الحركى فى الارتكاز قبل الحاجز

م	ترتيب الصور	الزمن (ث)	العجلة اللحظية م/ث	الكتلة كجم	القوة كجم.م/ث٢
١	١	٠	٠		
٢	٢	٠ر٠٤	-٢٥ر٠٠	٧ر١	-١٧٧ر٥
٣	٤	٠ر٠٨	-٣٠ر٠٠	٧ر١	-٢١٣ر٠٠
٤	٦	٠ر١٢	١٢ر٥٠	٧ر١	٨٨ر٨
٥	٨	٠ر١٦	١٢ر٥٠	٧ر١	٨٨ر٨
٦	١٠	٠ر٢٠	١٧ر٥٠	٧ر١	١٢٤ر٣٠

تدل ٭ على بداية الارتكاز



شكل (٢٧)

منحنى القوة المؤثرة على CG كدالة للزمن خلال المسار الحركى فى الارتكاز قبل الحاجز للاعب الحواجز (عن عبد النبى)

ب ـ تعيين منحنى دفوع القوى المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والافقية ومحصلتهما كدالة للزمن خلال أداء المهارة الرياضية .

يعرف دفع القوة بحاصل ضرب القوة فى زمن تأثيرها . ويمكننا استنباط مدلول الدفع من القانون الأساسى للديناميكا وأساس هذا الاستنباط هو القوة المحركة الثابتة . فإذا اكسبت هذه القوة جسما من الأجسام التى كانت فى حالة ثبات عجلة معينة لمدة معينة ، فإن هذا الجسم يصل إلى سرعة نهائية معينة ويمكن حساب مقدار السرعة النهائية بإستخدام المعادلة $(V = at)$ وبضرب المعادلة الأساسية للديناميكا فى (t) باعتبارها زمن تأثير القوة فإننا نحصل على العلاقة التالية :ـ

$$F.t = m.a.t$$

فإذا عوضنا عن ($a.t$) بالسرعة النهائية (V) فإن المعادلة تصبح :

$$F.t = m.V \quad \ldots (37)$$

وينسب نيوتن الناتج ($m.v$) لكمية الحركة . وكثيرا ما يستخدم حاليا تعبير الدفع ، ويلاحظ ان الجانب الأيسر من المعادلة هو $(F.t)$ يتضمن مدلولات عديدة هى ضغط القوة أو طاقة القوة أو دفع القوة وحتى نتجنب حدوث أى خلط فى هذا المجال فإنه ينبغى علينا اعتبار أن ($m.v$) التغير فى كمية الحركة . ولاصطلاح الدفع أهمية خاصة للعمل فى مجال الميكانيكا الحيوية لأن جميع الأجهزة الديناميكية تسجل سير القوة مع الزمن. كما يلاحظ أن القوة تكون بشكل عام غير ثابتة المقدار أثناء مدة تأثيرها ديناميكا، وعلى الأخص فيما يتعلق بالحركات الرياضية .

وفى هذه الحالة يعبر مقدار المساحة عن دفع القوة بين زمنين مع مراعاة دالة (القوة ـ الزمن)، ويكون مقدار المساحة مساوياً للتغير الخاص بكمية الحركة فيما يتعلق بالجسم المتحرك بعجلة تزايدية أو تقصيرية فى هذا الزمن . ويمكن التوصل إلى معرفة المساحة الواقعة بين منحنى الدالة والاحداثيات بطريقة الرياضيات باستخدام تكامل الدالة خلال زمنين معينين ولذا فإن الصياغة العامة التى يعطيها لنا علم الرياضيات والتى تحدد العلاقة بين دفع القوة والتغير فى كمية الحركة تكون كما يلى :ـ

$$\int_{t_1}^{t_2} F(t)\,dt = m(V_2 - V_1) \quad \ldots (38)$$

ونظرا إلى أن العلاقة بين الزمن والقوة بالنسبة للحركات الرياضية ليست دالة يمكن تحليلها باستخدام الرياضيات بشكل عام. ويترتب على ذلك عدم القدرة على إيجاد التكاملات المضبوطة عن طريق الرياضيات، لذلك فإن الفرد يضطر إلى التقريب بما يجعل من الممكن إيجاد المساحات المحصورة بين منحنيات القوة والزمن باستخدام طرق تخطيطية (مم^2) أو (سم^2) أو استخدام ميزان استواء السطوح planimeter لتحديد المساحة تحت منحنى دالة القوة والزمن .

ونظرا لتعذر الحصول على ميزان إستواء السطوح فإن معظم الباحثين يلجؤن لاستخدام الطريقة البيانيه (التخطيطية) فى تحديد المساحة واستكمالا للمثال السابق عندما ترغب فى تحديد دفوع القوى المؤثرة على مركز ثقل الجسم خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لأداء الدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الارتكاز للإرتكاز على جهاز المتوازيين تتبع الخطوات التالية :-

أ - تحسب المساحة فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والافقية كدالة للزمن وفق ما يلى :-

١ - يقسم المحور السينى الممثل للزمن إلى فترات زمنية صغيرة نسبيا ومتساوية .
٢ - تقسم المساحة تحت المنحنى إلى مساحات مناظرة للفترات الزمنية المحددة سابقا .
٣ - تحسب المساحات فى البند (٣) بيانا (للفترات الزمنية المحددة) .
٤ - تحسب المساحات المختلفة تحت المنحنى المناظر للأزمنة المختلفة - منتصف الفترات الزمنية - مع الأخذ فى الاعتبار تراكم هذه الأزمنة مع السابقة لها لتلك المساحات كما موضح فى شكل (٢٨)، جدول (١٠) .

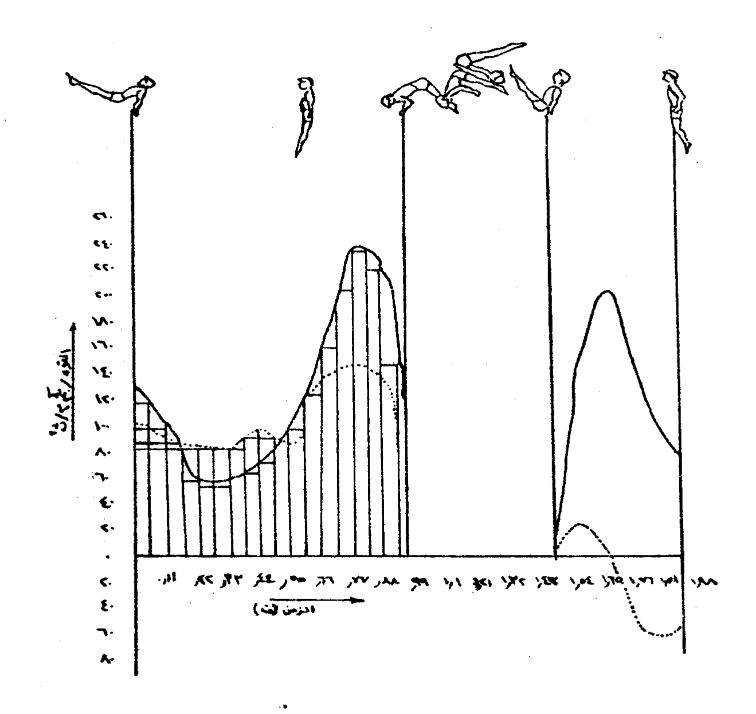
ب - باستخدام الجدول (١٠) يتم رسم منحنى دفوع القوى المؤثرة على مركز ثقل الجسم كدالة للزمن فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والأفقية خلال المرجحة لاسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لاداء الدورة الهوائية الأمامية المنحنية على المتوازيين كما فى شكل (٢٩) .

جدول (١٠)

دفوع القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسيه والافقية خلال المرجحة لاسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الإتصال فى الدورة الهوائية الامامية المنحنية من الارتكاز للارتكاز على المتوازيين

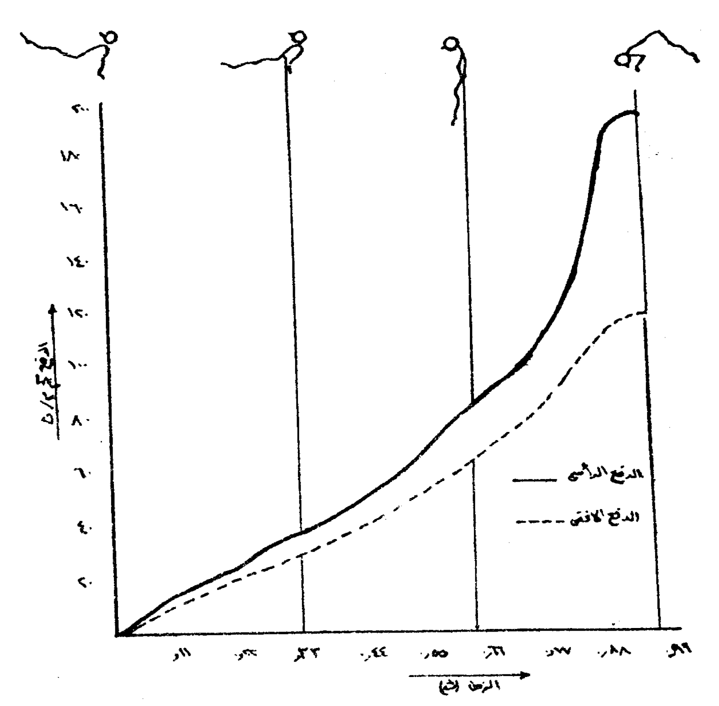
الرقم مسلسل	ترتيب الصور	الزمن بالثانية	دفع القوى الرأسى كجم .م/ث	دفع القوى الأفقى كجم . م/ث
١	١	صفر	صفر	صفر
٢	٥	٣١ر٠	٢٤	٣٠
٣	١٠	٦٣ر٠	٦٧	٦٦
٤	١٥	٩٤ر٠	١٩٤	١١٨

وبالمثل يتم رسم منحنى دفوع القوى فى اتجاه المركبة الأفقية من منحنى القوة ـ الزمن فى اتجاه المركبة الافقية ، كذلك يتم رسم منحنى دفوع القوة فى اتجاه المحصلة من منحنى القوة ـ الزمن فى اتجاه المحصلة .



شكل (٢٨)

تقسيم المساحة تحت منحنى دالة القوة ـ الزمن فى اتجاه المركبة الرأسية خلال المرجحة لاسفل ولاعلى حتى لحظه كسر الاتصال فى الدورة الهوائية الأمامية المنحنية على جهاز المتوازين (عن المؤلف)



شكل (٢٩)

الدفع فى الاتجاه الرأسى والافقى (عن المؤلف)

جـ – تعيين منحنى دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل الجسم حول محور الدوران فى اتجاه كل من المركبيتين الرأسية والافقية ومحصلتها خلال أداء المهارة الرياضية .

يعرف دفع الدوران بأنه عزم الدوران الذى يكسب الجسم حركة دورانية ذات عجلة ويعرف بحاصل ضرب عزم الدوران (M) فى زمن تأثير القوة (t) .

وقد علمنا أن القانون الأساسى للديناميكا فى الحركة المستقيمة هو ($F = m . a$) ولكن فى الحركة الدائرية نستعيض عن القوة (F) بعزم الدوران (M) وبدلا من الكتلة (m) ينشأ عزم قصور ذاتى للكتلة قدرة (J) وبدلا من عجلة المماس (a) تنشأ عجلة زاوية قدرها ($\propto$) وبذلك تصبح المعادلة :

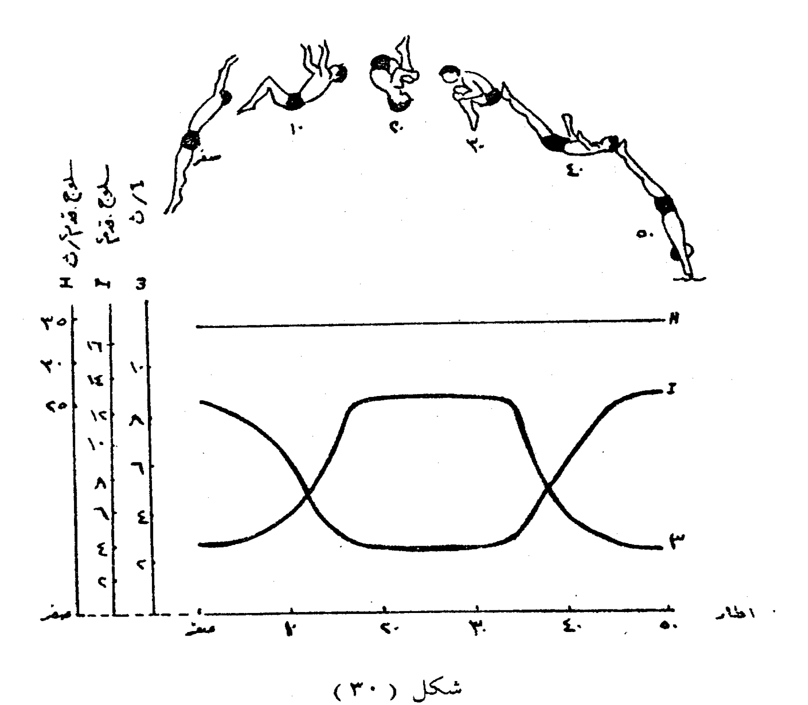
$$H = J \propto \; . . . . (39)$$

ويمكن التوصل إلى معرفة دفع الدوران أيضا عن طريق مشاهدة مشابهة أو عن طريق ضرب القانون الأساسى للديناميكا فى زمن الاستغراق (t) الخاص بتأثير القوة، وبذلك تكون المعادلة :

$$H = M . t = J . \omega \ .... (40)$$

(فى حالة عزم ثابت بدون سرعة زاوية ابتدائية)

ويلاحظ أنه للحصول على مقدار كمية الحركة الزاوية (دفع الدوران) المتحصل عليها يجب مراعاة أن كمية الحركة الزاوية = مقدار ثابت . ويعنى ذلك أن كمية الحركة الزاوية يمكن اختزانها مثل كمية الحركة الخطية . وعندما يؤدى الجسم حركة دورانية فإن كمية حركتة الزاوية لا تتغير – مع تجنب أى قوى خارجية – وهذه الحقيقة يمكن ملاحظتها عمليا فى الجمباز، الغطس، القفز وفى جميع الرياضيات التى يصبح فيها الجسم طائراً فى الهواء خلال المسار الحركى للمهارة فمثلا لاعب الغطس عندما يؤدى دورة هوائية خلفية وتصف والجسم متكور يلاحظ ان اللاعب لحظة ترك سلم القفز والجسم ممتداً فإنه يحصل على كمية حركة خطية وأخرى دورانية فكمية الحركة الخطية تقذفه ليرتفع فى الهواء وتعطيه الزمن اللازم لإتمام مرحلة طيرانه فى حين أن كمية الحركة الزاوية تكسبه الدوران خلال أداء الدورة الهوائية والنصف . وباختصار عقب دفع اللاعب سلم القفز يثنى مفاصل الفخذين والركبتين للوصول لوضع التكور حيث تصبح كتلة الجسم قريبة جداً من محور الدوران فيقل عزم القصور الذاتى للجسم وتزيد سرعته الزاوية . وليس للقوة الداخلية (القوة العضلية) التى تسببت فى تكور الجسم أى تأثير على تغيير كمية الحركة الزاوية للجسم – لأن كمية الحركة الزاوية لا يمكن تغييرها إلا بازدواج خارجى أو بقوة لا مركزية وفق مبدأ بقاء كمية الحركه الزاوية – بل ينحصر تأثيرها فى إقلال عزم القصور الذاتى للجسم وبالتالى يؤدى الى زيادة سرعته الزاوية . ويحدث العكس عندما يتم اللاعب الدورة والنصف ويصبح الجسم فى وضع يسمح له بالهبوط فى الماء حيث يمد اللاعب جسمه فيزيد عزم قصوره الذاتى وتقل سرعته الزاوية استعدادا للدخول فى الماء كما فى شكل (٣٠) .



شكل (٣٠)

العلاقه بين السرعة الزاوية وعزم القصور الذاتى عند ثبات كمية الحركه الزاوية فى قفزة دورة هوائية خلفية ونصف والجسم متكور

أما فى حالة تغير العزم ووجود سرعة زاوية ابتدائية فإن المعادلة تصبح :-

$$\int_{t_1}^{t_2} M(t)\,dt = (J\omega)_2 - (J\omega)_1 \qquad (41)$$

وقد قام كل من ميلر Miller (١٩٧٠)، رامى Ramy (١٩٧٣)، هاى Hay وولسن Wilson (١٩٧٥) بمحاولات لحساب كمية الحركة الزاوية باساليب تكنيكية مختلفة تلخصها فيما يلى :-

أولا – طريقة ميلر .

يفترض ميلر فى طريقته لحساب كمية الحركة الزاوية ثبات وضع الجسم خلال النقطة التى لا تؤثر القوة الخارجية على الجسم فيها وعلى ذلك تم حساب عزم القصور الذاتى للجسم كله (J_t) حول المحور الأفقى للجسم من مدلولات التحليل السينمائى باستخدام طريقة التجزيئة ونظرية المحاور المتوازية وحددت السرعة الزاوية من خلال ازاحتها الزاوية بعدد من كوادر الفيلم واستخدام العلاقة التالية :–

$$H_T = J_T \cdot \omega \quad .... (42) .$$

فى حساب كمية الحركة الزاوية للجسم حول المحور الافقى .

حيث H_T = كمية الحركة الزاوية .

. J_T = عزم القصور الذاتى للجسم كله .

. ω = السرعة الزاوية للجسم كله .

ثانيا – طريقة رامى .

وفق رامى طريقته فى الربط بين استخدام الفيلم السينمائى ومنصة تسجيل القوى لتحديد منحنيات (عزم القوة – الزمن) ومن ثم التغير فى كمية الحركة الزاوية تجريبيا بواسطة الجسم. استخدام العلاقة التالية لحساب التغير الناتج فى كمية الحركة الزاوية :–

$$\Delta\vec{H} = \int (\vec{F} \cdot \vec{r})\, dt \; . . . (43)$$

حيث $\vec{F}$ = القوة العضلية المبذولة من قبل اللاعب والمقاسة بمنصة القوى. H = التغير فى كمية الحركة الزاوية. r = بعد مركز ثقل الجسم لتوجيه القوة عند إتصاله بمنصة القوة لانتاج القوة .

ثالثا – طريقة هاى. ويلسن .

استخدما هاى. وويلسن فى طريقتهما أسلوب التجزئ باستخدام بيانات التصوير السينمائى لتحديد القيمة القياسية للتغيير فى كمية الحركة الزاوية بين كوادر الفيلم المتتابعة عن طريق المعادلة التالية :–

$$H_T = \sum (I_{Ti}\, \omega_i + m_i\, r^2{}_i\, \omega^*) \; . . (44)$$

حيث I_{Ti} = عزم القصور الذاتى للعضو حول المحور الأفقى المار بمركز ثقله والموازى لمحور الدوران . ω_i = السرعة الزاوية للعضو حول المحور الأفقى المار بمركز ثقله . m_i = كتلة العضو . r_i = المسافة بين مركز ثقل العضو ومركز ثقل الجسم كله . ω = السرعة الزاوية لمركز ثقل العضو حول مركز ثقل الجسم كله .

كما قاما هاى وويلسن بدراسة مقارنة بين الثلاثة طرق السابقة لحساب كمية الحركة الزاوية لجسم الانسان واسفرت نتائج هذه الدراسة عن عدم وجود فرق معنوى بين القياسات التى يمكن الحصول عليها باستخدام هذه الطرق الثلاثه كما اشارا إلى أن القياسات فى الطرق المستخدمة ليست دقيقة بدرجة عالية إلا أنه من الممكن استخدام إحدى الطرق السابقة لحساب كمية الحركة الزاوية وقد أوصا باختيار طريقة ميلر لسهولتها .

غير ان الأمر عندما يتعلق باستخدام التصوير السينمائى وجهاز تدوين القوى فى إيجاد التغير فى كمية الحركة الزاوية يفضل استخدام طريقة رامى .

ففى حالة تحديد التغير فى كمية الحركة الزاوية (التغير فى دفوع الدوران) المؤثرة على مركز ثقل الجسم حول المحور التخيلى المار بمفصلى الكتفين فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية . الافقية خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال أداء الدورة الهوائية الامامية المنحنية من الارتكاز للارتكاز على جهاز المتوازيين باستخدام مدلولات التصوير السينمائى وجهاز تدوين القوى نتبع الخطوات التالية :ـ

١ ـ يتم تصوير وتدوين القوى فى تزامن واحد للاعب خلال المرجحة لأسفل ولاعلى حتى لحظة كسر الاتصال .

٢ ـ يحدد مركز ثقل كتلة جسم اللاعب .

٣ ـ يحدد ويقاس ذراع العزم على النموذج القياسى التخطيطى لكل من المركبتين الرأسية والافقية لكل وضع من الاوضاع المحددة كنقاط للدراسة خلال المرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال .

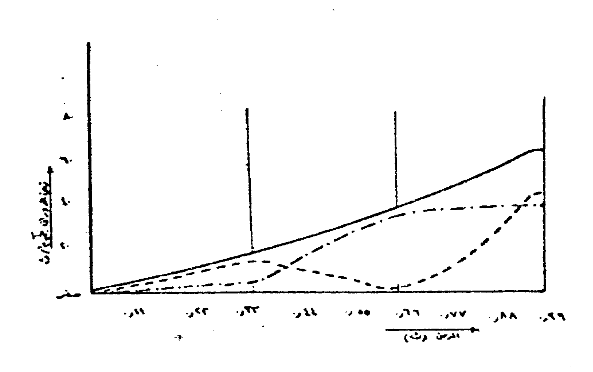
٤ ـ يضرب ذراع العزم فى مقياس الرسم للحصول على ذراع العزم الحقيقى ويتم حساب دفوع الدوران باستخدام المعادلتين التاليتين :ـ

$$M_y = P_y \cdot r_y \quad \ldots\ldots (45)$$

$$M_x = P_x \cdot r_x \quad \ldots\ldots (46)$$

حيث Mx = دفع الدوران فى الاتجاه الرأسى . P_y = دفع القوة فى الاتجاه الرأسى .
r_y = دراع القوة فى الاتجاه الرأسى . P_x = دفع القوة فى الاتجاه الأفقى . r_x = ذراع عزم القوة فى الاتجاه **الأفقى** . Mx = دفع الدوران فى الاتجاه الافقى .

٥ ـ تجدول البيانات كما فى جدول (١١) ويرسم منحنى دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والافقية خلال المرجحة لاسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال للدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الارتكاز للارتكاز على جهاز المتوازيين كما فى شكل (٣١) .



شكل (٣١)

منحنى دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والافقية خلال المرجحة لاسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال الدورة الهوائية الامامية المنحنية من الارتكاز للارتكاز على المتوازيين (عن المؤلف)

جدول (١١)

دفوع القوى ودفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية ، الافقية خلال المرجحة لاسفل ولاعلى حتى لحظه كسر الاتصال خلال اداء الدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الارتكاز للارتكاز على المتوازيين

م	ترتيب الصور	الزمن (ث)	ذراع العزم الرأسى (م)	دفع القوى الرأسى (كجم . م/ث)	دفع الدوران الرأسى (كجم . م² /ث)	ذراع العزم الأفقى (م)	دفع القوى الأفقى (كجم.م/ث)	دفع الدوران الأفقى (كجم . م²/ث)
١	١	صفر	صفر	صفر	صفر	صفر	صفر	صفر
٢	٥	٣١ر٠	٠٦٢ر٠	٩	٥٥٨ر٠	١٥٥ر٠	١٦ر٦	٩٦ر٠
٣	٨	٥٥ر٠	٠٤٠ر٠	٠٥ر٢٨	١٢٢ر١	٦٠ر٠	٢٤ر٩	٥٤ر٠
٤	١٦	١ر٠	٣٧ر٠	٢٠ر١٢١	٨٤ر٤٤	٤٥ر٠	٤٠ر٣٨	٢٨ر١٧

وفى حالة استخدام مدلولات التصوير السينمائى فى ايجاد كمية التغير فى دفوع الدوران يصبح من الأفضل استخدام طريقة ميلر .

ففى حالة تحديد كمية دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والأفقية خلال المرجحة لاسفل ولاعلى حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لأداء مهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين باستخدام طريقة ميلر تتبع الخطوات التالية :ـ

أولا ـ حساب عزم القصور الذاتى لكتلة جسم الانسان نظريا .

يعتبر فيشر Fescher وبراون Braun أول من حاولا تحديد عزم القصور الذاتى لكتلة اجزاء جسم الانسان (١٨٨٩ م) حيث قاما بتحديد عزم القصور الذاتى لاطراف جثث مجمدة واستخدما فى ذلك طريقة المرجحة .

وقد اكتشف دريليز Drillis ، كونتينى Contini ، بلوينشتين Bluestein (١٩٦٤ م)، جور فينكل Gurfinkel ، سفرونوف Saphronov (١٩٦٩ م) طرق تحديد عزم القصور الذاتى لأطراف جسم الإنسان أما يوهل Pohl (١٩٣٠ م). هوخموث (١٩٦٠ م)، نوبار Nubar (١٩٦٢ م)، دى. بوز Du - Bois ، سانتشى Santschi (١٩٦٢ م)، بويزت Bouisset ، بيرتوزون Petuzon (١٩٦٧ م)، كورزاكوف Korsakov وآخرون (١٩٧٠ م) تمكنوا من تحديد عزم القصور الذاتى لجسم الانسان بأكمله ونتيجة لهذه التجارب العملية تمكن ويتست Whitsett من إيجاد قيم عزوم القصور الذاتى لاجزاء الجسم البشرى كل على حدة حول المحور العرضى المار بمركز ثقل كل منها كما فى جدول (١٢) .

ويمكن إستخدام هذه القيم لتحديد عزم القصور الذاتى للجسم كله، عن طريق إستخدام نظرية المحاور المتوازية والتى تمكن من تحديد عزم القصور الذاتى للجسم حول أى محور يحدد اذا ما حدد عزم القصور الذاتى للجسم حول المحور المار بمركز ثقله والموازى لمحور الدوران، ويمكن التعبير عن ذلك جبريا بالمعادلة التالية :ـ

$$J_A = \sum I_{CG i} + m_i d_i^2 \ldots (47)$$

جدول (١٢)

عزم القصور الذاتى لأعضاء الجسم المختلفة كل على حدة حول المحور العرضى المار بمركز ثقل كل منها .

اعضاء الجسم	عزم القصور الذاتى (سلوخ. قدم^{2})	عزم القصور الذاتى (كيلو جرام . متر^{2})
الرأس	٠ر٠١٨٣	٠ر٠٢٤١
الجذع	٠ر٩٣٠٠	١ر٢٥٥٣
العضد	٠ر٠١٥٧	٠ر٠٢١٢
الساعد	٠ر٠٠٥٦	٠ر٠٠٧٦
اليد	٠ر٠٠٠٤	٠ر٠٠٠٥
الفخذ	٠ر٠٧٧٦	٠ر١٠٤٨
الساق	٠ر٠٣٧٢	٠ر٠٥٠٢
القدم	٠ر٠٠٢٨	٠ر٠٠٣٨

حيث J_A = عزم القصور الذاتى للجسم حول المحور الافقى المار بالنقطة A ‏ ICG_i = عزم القصور الذاتى للعضو حول المحور الموازى لمحور الدوران والمار بمركز كتلته، m_i = كتلة العضو، d^2 = مربع البعد بين المحاور المتوازية .

ولإيضاح طريقة حساب عزم القصور الذاتى لجسم اللاعب حول محور الدوران، نفترض أننا نرغب فى حساب عزم القصور الذاتى لكتلة جسم لاعب الجمباز حول عارضتى المتوازيين خلال مرحلة الاتصال أثناء المسار الحركى لآداء مهارة كيموتسو .

ه خطوات تحديد عزم القصور الذاتى لمركز ثقل كتلة جسم اللاعب حول عارضتى المتوازيين خلال مرحلة الاتصال اثناء أداء مهارة كيموتسو .

١ ـ تحدد كتلة اللاعب باستخدام العلاقة التالية :ـ

$$m = \frac{G}{g}$$

ساقط من الأصل

ساقط من الأصل

وبمعلومية المعامل الاستبدالى K_A والمساحة الواقعة تحت منحنى دفع الدوران ـ الزمن (S)، ($\overline{S}$) يمكن حساب دفع الدوران الرأسى (Hy)، دفع الدوران الافقى (Hx) من العلاقة التالية :ـ

$$H_y = K_A \int y\,(x)\,dt \;...\;(53)$$

$$H_x = K_A \int \overline{y}\;(X)\,dt\;...\;(54)$$

حيث $S = \int_y (x)\,dt$

، $\overline{S} = \int y\,(x)\,dt$

ثم تجدول البيانات فى جدول (١٤) .

هـ ـ تعيين منحنى طاق الحركة الدورانية للجسم خلال مرحلة الاتصال اثناء أداء المهارة الرياضية .

من المعروف أن طاقة الحركة الدورانية حول محور ثابت تساوى حاصل ضرب نصف كتلة الجسم × مربع نصف القطر × مربع السرعة الزاوية .

أى أن : $KE_R = \frac{1}{2} m.\,r^2\,\omega^2$

حيث أن (ω) = السرعة الزاوية، r = نصف قطر الدوران، m = كتلة الجسم، KE_R = طاقة الحركة الدورانيه

$$\because J = m.\,r^2 \quad ,$$

$$\therefore KE_R = \frac{1}{2} J\omega^2\;...\;(55)$$

حيث إن J = عزم القصور الذاتى
ويلاحظ أن العلاقة

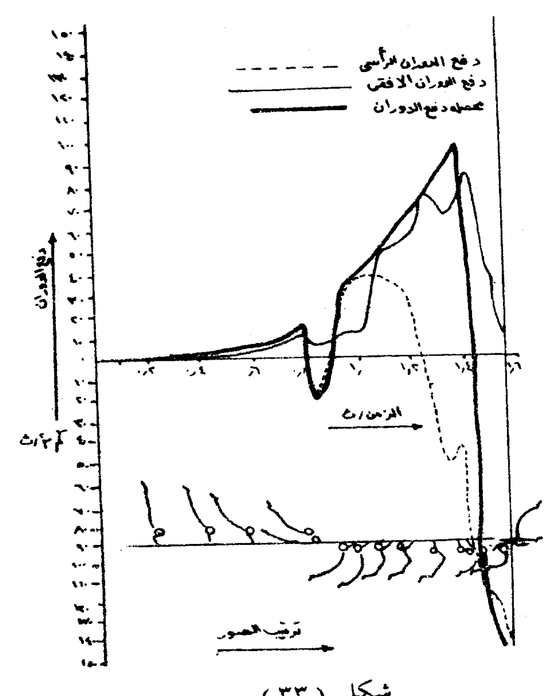
$$J. = m\,r^2$$

لاتنطبق الاعلى حالة جسيم من جسيمات كتلة تتحرك حركة دورانية . أما بالنسبة للجسم بأكملة، فعلينا استخلاص القيمة الكلية لكل عزم من عزوم القصور الذاتى الخاص بجسميات الكتلة كلها كما سبق باستخدام المعادلة (47) بالنسبة لجسم الإنسان .

جدول (١٤)

دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والافقية ومحصلتهما كدالة بالنسبة للزمن خلال مرحلة الاتصال حتى لحظة كسر الاتصال خلال المسار الحركى لمهارة كيموتسو على المتوازيين

م	ترتيب الصور	الزمن (ث)	دفع الدوران الرأسى كجم .م٢ ث	دفع الدوران الافقى كجم .م٢/ث	محصلة دفع الدوران كجم .م٢ /ث
١	٠	٠	٠	٠	٠
٢	٥	٠ر٢١	٠ر١٤٧٠	٠ر٩٨٩٠	١ر٠
٣	١٠	٠ر٤٢	٠ر٥٥٣٠	٢ر٩٤٩٠	٣ر٠
٤	١٤	٠ر٥٨٨	٣ر٣٣٤٠	٦ر١٥٥٠	٧ر٠
٥	١٩	٠ر٧٩٨	١٠ر٩٩٢٠	١٠ر٢٠٧٠	١٥ر٠
٦	٢٠	٠ر٨٤٠	-١٨ر٦٣١٠	٣ر٧٢٦٠	١٩ر٠٠٠
٧	٢٣	٠ر٩٦٦	٣٢ر١٨٦٠	١٠ر٩٥٧٠	٣٤ر٠٠
٨	٢٤	١ر٠٠٨	٣٧ر١٨٩٠	١١ر٧٤٧٠	٣٩ر٠٠
٩	٢٦	١ر٠٩٢	٢٧ر١٠٥٠	٤٩ر٦١٥٠	٤٨ر٠٠
١٠	٢٨	١ر١٧٦	٣١ر٢٤٣٠	٥٣ر٥٥٢٠	٦٢ر٠٠
١١	٣٠	١ر٢٦٠	-٠٩ر٩٥٤٠	٧٤ر٦٧٧٠	٧٥ر٠٠
١٢	٣٢	١ر٣٤٤	-٤٩ر٩٩٨٠	٦٤ر٩٩٤٠	٨٢ر٠٠
١٣	٣٣	١ر٣٨٦	-٤٢ر٤٩٣٠	٨٤ر٩٦٧٠	٩٥ر٠٠
١٤	٣٤	١ر٤٢٨	-٩٤ر٧٠٦٠	٣٧ر٨٨٠٠	١٠٢ر٠٠
١٥	٣٦	١ر٥١٢	-١١٤ر٤٢٧٠	٣٦ر١٤٥٠	١٢٠ر٠٠
١٦	٣٧	١ر٥٥٤	-١٤٨ر٧٤٢٠	٠٨ر٧٨٨٠	١٤٩ر٠٠



شكل (٣٣)

دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل كتلة جسم اللاعب فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية ، الافقية ومحصلتها كدالة بالنسبة للزمن خلال مرحلة الاتصال اثناء اداء مهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين .

وبمعلومية كل من عزم القصور الذاتى والسرعة الزاوية يمكن حساب طاقة الحركة الدورانية وفق الخطوات التالية :ــ

١ ــ يحسب عزم القصور الذاتى لمركز كتلة جسم اللاعب حول محور الدوران بالطريقة السابق شرحها باستخدام المعادلة (47) عند كل وضع من الاوضاع المحددة كنقاط للدراسة .

٢ ــ تحسب السرعة الزاوية لمركز ثقل كتلة جسم اللاعب عند كل وضع من الأوضاع المحددة كنقاط للدراسة باستخدام المعادلة :

$$\omega = \frac{\Delta \alpha}{\Delta t}$$

وبالطريقة السابق شرحها .

٣ ــ تحسب مقادير طاقة الحركة الدورانية عند كل وضع من الاوضاع المحددة كنقاط للدراسة بمعلومية كل من (ω , J) وبتطبيق المعادلة :

$$KE_R = \frac{1}{2} J\omega^2$$

ثم تجدول البيانات فى جدول حيث يتم التعبير عنها بيانيا .

و ــ حساب منحنى طاقة الوضع للجسم كدالة للزمن خلال مرحلة الاتصال .

تعرف طاقة الوضع بأنها الطاقة التى يكتسبها الجسم بفضل وضعه أو حالته إلى وضع آخر يسمى وضع الصفر أو حالة أخرى تسمى الحالة الطبيعية .

ولحساب طاقة وضع جسم كتلته (m) على إرتفاع (h) من سطح الأرض تحسب الشغل التى تبذله الجاذبية الأرضية أثناء هبوط هذا الجسم مسافة (h) حتى يصل إلى سطح الأرض، ويمكن التعبير عن ذلك جبرياً بالمعادلة التالية :ــ

$$PE. = G . h \quad ... (56)$$

حيث. PE = طاقة الوضع، G = وزن الجسم

، h = إرتفاع الجسم عن سطح الأرض .

ولحساب طاقة وضع جسم الإنسان خلال نشاطة الرياضى تتبع الخطوات التالية :ــ

١ ـ تحدد وزن جسم اللاعب باستخدام الميزان الطبى .

٢ ـ تحدد ارتفاع مركز ثقل كتلة جسم اللاعب فى كل من الاوضاع موضع الدراسة باستخدام التصوير السينمائى .

٣ ـ بمعلومية كل من وزن جسم اللاعب وارتفاع مركز ثقل كتلته ، وبتطبيق المعادلة (56) عند كل وضع من الأوضاع موضع الدراسة تحصل على طاقة وضع الجسم عند كل وضع ثم تجدول البيانات ويعبر عنها بيانيا .

الفصل الثالث

٣ ـ ٠ نماذج تطبيقية عن ميكانيكا الحركه الرياضية .

٣ ـ ١ الجمباز .

٣ ـ ٢ ألعاب القوى .

٣ ـ ٣ الغطس .

٣ ـ ٤ السباحة .

٣ ـ ٠ نماذج تطبيقية عن ميكانيكا الحركة الرياضية

يتناول هذا الفصل سرد بعض الدراسات التي إهتمت بدراسة تحليل الأداء الحركي في مجالات الجمباز وألعاب القوى، الغطس. السباحة، كنماذج تطبيقية لاستخدام القوانين الميكانيكية وكيفية الإستفادة منها لرفع مستوى الأداء الحركي للاعبين، بهدف تمكين القارئ من الأطلاع على أساليب وطرائق دراسة الحركة الرياضية بصورة عملية تمكنه من إجراء الدراسات المشابهة في التخصصات المختلفة.

٣ ـ ١ الجمباز

أولا ـ الدراسات الكينماتيكية .

« دراسة بيوميكانيكية المرجحات الكبرى الأمامية والخلفية على جهاز العقلة » .

اسم الباحث

ج. بورمس J. Borms، ر. مورس R. moers ، م. هيبلينك M. heblinc (١٩٧٢) .

أهداف البحث .

بحث الخواص والمفاهيم الميكانيكية الخاصة بالمرجحات الكبرى الأمامية والخلفية بغرض ما يلي :ـ

١ ـ الاقلال من مدة التعلم .

٢ ـ التعرف على المنحنى الخصائصي لهذه المرجحات .

٣ ـ زيادة المعلومات عن هذه الحركات بوجه عام .

إجراءات الدراسة العملية .

١ ـ عينة الدراسة :

تم اختيار لاعب واحد من أمهر لاعبي الجمباز كعينة لهذه الدراسة وطلب منه اداء المهارة قيد الدراسة بأفضل طريقة ممكنه مع أقصى مد للجسم .

٢ ـ وسائل جميع البيانات وشملت ما يلى :ـ

ا ـ التصوير السينمائى :

استخدمت كاميرا (١٦ مم) واتبعت الطريقة المشروحة فى الصفحات السابقة فى التصوير السينمائى فى الفصل الأول .

ب ـ التحليل الحركى :

تم استخدام التحليل الحركى لدراسة المهارة قيد الدراسة وفق المحددات الميكانيكية التالية :ـ

١ ـ المسار الهندسى لمركز الثقل لأداء كل من الدائرتين الامامية والخلفية .

٢ ـ منحنيات السرعة، العجلة كدالة بالنسبة للزمن لكل من الدائرتين قيد الدراسة .

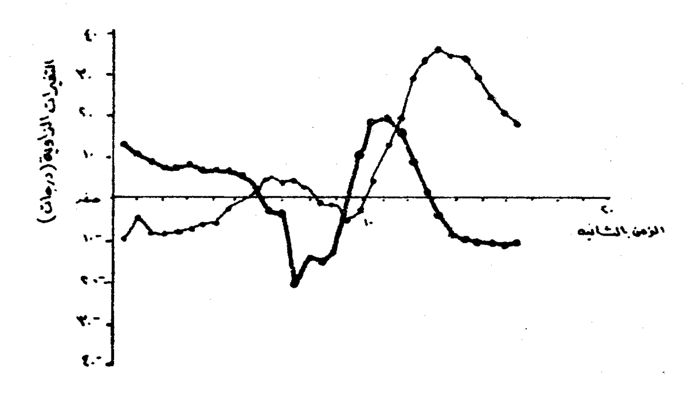
٣ ـ نتائج الدراسة .

١ ـ بدأت كلا المهارتين من وضع الوقوف على اليدين، وقد عرف هذا الوضع بأنه وضع الزاوية ٩٠ حيث كان الزمن فى هذا الوضع مساويا للصفر .

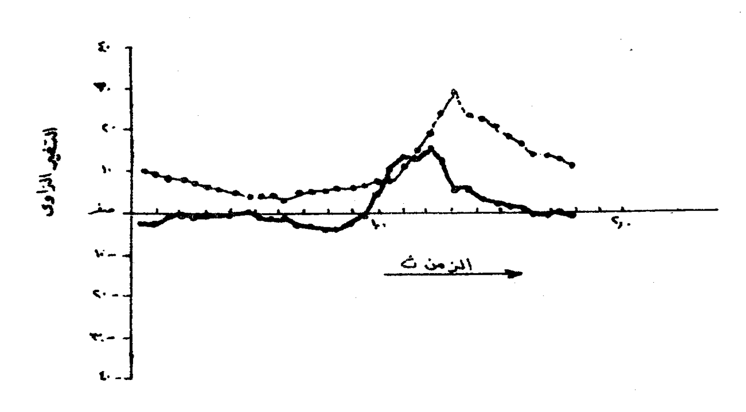
٢ ـ خلال أداء الدائرة الخلفية الكبرى على جهاز العقلة ظلت قيمة زاويتى مفصلى الكتفين موجبة بمعنى أن الكتفين لم يصلا إلى المد الزائد، وكان أقصى مد زائد لزاويتى مفصلى الفخذين عند اللحظة الزمنية (٨٣و٠ ث) كما تم اعداد الرجلين لمرجحة الحوض فى الفترة الزمنية (من ٨٣ر٠ ث إلى ٠٩ر١ ث) عن طريق قبض مفصلى الفخذين .

٣ ـ تناقصت زاويتى مفصلى الكتفين حتى وصلت إلى أقصى انقباض لها بعد مضى (٢٩ر١ ثانيه) كما فى شكل (٣٤) .

اما بالنسبة للدائرة الأمامية الكبرى لوحظ القبض والبسط فى كل من مفصلى الكتفين والفخذين كما فى شكل (٣٥) .



شكل (٣٤)
التغير الزاوى لمفصلى كل من الكتفين، الفخذين خلال أداء الدائرة الخلفية الكبرى على جهاز العقلة عن (بوزمس)



شكل (٣٥)
التغير الزاوى لمفصلى كل من الكتفين، الفخذين خلال أداء الدائرة الامامية الكبرى على جهاز العقلة

٤ ـ بالنسبة للدائرة الخلفية الكبرى إتخذت السرعة مساراً منتظماً خلال الربع الأول من المسار، فى حين وصلت سرعة كل من مركز ثقل كتلة الجسم والكتفين إلى أقصى مقدار فى الربع الثانى من المسار بعد مضى ٠٫٨٨ ث حيث بلغت سرعة مركز ثقل كتلة الجسم ٣٫٥ م/ث، سرعة الكتفين ٦ م/ث. كما تزايدت سرعة القدمين بضطراد حتى وصلت مع قبض مفصلى الفخذين إلى أقصى مقدار لها (١٢٫٥ م ث) فى الربع الثالث بعد مضى (١٫٠٣ ث) فى حين تناقصت سرعة كل من الكتفين ومركز ثقل كتلة الجسم فى نفس الوقت إلى أقل مقدار عند (١٫٢٤ ث) حيث كانت سرعة الكتفين (٤٫٧ م/ث)، سرعة مركز ثقل كتلة الجسم (١٫٩ م/ث) .

كما لوحظ استمرار تناقص سرعة جميع نقاط الدراسة فى الربع الرابع من المسار إلا أنها ظلت كافية للوصول للوضع الابتدائى مرة أخرى .

٥ ـ بالنسبة للدائرة الأمامية الكبرى لوحظ عدم تناقص وتغير السرعات الخاصة بنقاط الدراسة خلال الربع الأول، الربع الثانى .

وكانت سرعة القدمين فى نهاية الربع الثانى من المسار عند الثانية (٠٫٧٨) هى (١٣ م/ث) وفى اللحظة ما بين (٠٫٨١ ث) ، (١٫١٤ ث) لوحظ هبوط حاد فى السرعة حيث بلغ مقدار السرعة (٣٫٥ م/ث) بعد مضى (٠٫٩٨ ث) .

ومن خلال إنتقال الدفع، زادت سرعات مركز ثقل كتلة الجسم والكتفين وبلغت أقصى مقدار لها . وبعد وصول سرعة القدمين لأدنى مقدار لها مباشرة تزايدت مرة أخرى فى حين تناقصت سرعة كل من مركز ثقل كتلة الجسم والكتفين حتى نهاية الربع الرابع .

إن منحنيات السرعة بالنسبة لمركز ثقل كتلة الجسم، القدمين كانت لها نفس المقدار تقريب وهذا يوضح قوة الشد الكبيرة من الذراعين بغرض التعجيل الإيجابى للكتفين لأعلى .

ـ الاستخلاصات .

استخلص بورمس، مورس، وهيلينك ما يلى :ـ

١ ـ أهمية تقسيم المهارة إلى أجزاء لدراسة كل جزء على حدة .

٢ ـ أظهر التحليل الحركى ان التغيرات النسبية فى مواقع أجزاء الجسم تحدد مسار الحركة وتقابل المتطلبات البيوميكانيكية وبأحسن صورة .

٣ ـ الاختلافات الصغيرة فى فنون الأداء تقودنا إلى الاختلافات الكبيرة فى انجاز مثل هذه المهارات التى تختلف فقط فى التفاصيل الا ان بعض الخواص كانت كافية إلى حد ما لتحديد التعميمات التالية :ـ

١ ـ بالنسبة للدائرة الأمامية الكبرى .

- فى الربع الأول من المسار الحركى كان الجسم ممتداً بالكامل وقد وصل إلى المد الزائد فى الربع الثانى وكانت الطاقة الحركية لمركز ثقل كتلة الجسم أكبر ما يمكن .
- وصل الجسم لأقصى سرعة بالنسبة للأقدام فى الربع الثالث ثم تم قبض الفخذين لاقصى ما يمكن .
- الجسم إمتد مرة أخرى فى الربع الرابع .

٢ ـ بالنسبة للدائرة الخلفية الكبرى .

- فى نهاية الربع الأول للمسار الحركى كان الجسم فى حالة مد زائد بسيط .
- زاد قبض الفخذين فى الربع الثانى وحتى قبل أن يبدأ الربع الثالث مباشرة .
- اخذت سرعة الرجلين فى الزيادة فى النصف الأول من الربع الثالث ثم أخذت تتناقص فى النصف الثانى .
- بعد المرور على الخط الأفقى فى الربع الرابع قامت الذراعان ببذل شد عنيف على عارضة العقلة أدى إلى تحرك الكتفين لأعلى أولا ثم للامام بعد ذلك .

« دراسة حول تدريس المكونات البنائية لتركيب جمباز المسابقات » .

اسم الباحث .

بوخمان . ج G. Bouchmann .

اهداف البحث .

توضيح أهمية مراعاة الاختلافات فى التكنيك بين مهارات المجموعة الواحدة المتشابهة عند التدرج فى تدريسها .

اجراءات الدراسة العملية .

١ ـ عينة البحث .

تم اختيار لاعبا واحداً من أمهر لاعبى الجمباز وطلب منه أداء الدورة الهوائية المتكورة الخلفية المزدوجة للهبوط على الارض على كل من جهازى العقلة والحلق .

٢ ـ وسائل جمع البيانات

ا ـ التصوير السينمائى .

ب ـ التحليل الحركى .

ـ نتائج البحث .

أوضحت نتائج هذه الدراسة انه بالرغم من وجود تطابق فى البناء التركيبى للمهارتين قيد الدراسة إلا أنه توجد اختلافات واضحة فى التكنيك الخاص بكل منهما على كل جهاز لاختلاف طبيعة قبضتى اليدين على محور الدوران فالقبضة على عارضة العقلة ثابتة أما القبضة على الحلقتين فتحركة ، وهذا يؤدى إلى اختلافات جوهرية فى حركة مفصلى الكتفين حيث يعتمد نجاح أى حركة من مراحل المسار الحركى للمهارة على جهاز العقلة على اتساع زاويتى مفصلى الكتفين، أما بالنسبة لنفس المهارة على جهاز الحلق فيعتمد نجاح أى مرحلة من مراحل المسار الحركى على اقلال زاويتى الكتفين .

ـ التوصيات .

بناءاً على ما سبق يوصى بوخمان بما يلى :ـ

عدم تدريس مهارة الدورتين الهوائيتين المذكورتين على كلا الجهازين فى وقت واحد حتى لا يؤدى إلى نتيجة سلبية فى تدريسهما .

« دراسة التحليل الكينماتيكى السينمائى للمسار الحركى لمهارة الطلوع بالكب على جهاز العقلة » .

اسم الباحث :

بيرجمان . ب . و Bergman B.W. .

أهداف البحث .

تحديد الخواص الكينماتيكية لمهارة الطلوع بالكب على جهاز العقلة .

اجراءات الدراسة العملية

١ ـ عينة البحث .

تم اختيار خمسة لاعبين من لاعبى الجمباز المتماثلين فى البناء الجسمانى حيث تم تصوير خمسة محاولات لكل منهم .

٢ ـ وسائل جمع البيانات .

ا ـ التصوير السينمائى .

ب ـ التحليل الحركى .

ـ الاستخلاصات

اسفرت نتائج هذه الدراسة عن الاستخلاصات التالية :ـ

١ ـ إن أفضل زاوية لمرجحة ثقل كتلة الجسم للخلف تنحصر بين زاوية (٧٠ ° ـ ٨٠ °)

٢ ـ يجب قبض المقعدة قبل نهاية المرجحة الأمامية للكتفين أو لمفصلى الفخذين أو لمركز ثقل كتلة الجسم .

٣ ـ يجب عدم بسط المقعدة قبل مرور الكتفين أسفل عارضة العقلة .

٤ ـ يجب الاحتفاظ بأقل سرعة خلال مرحلة قبض المقعدة .

٥ ـ يكون الصعود من بداية بسط المقعدة حتى النقطة التى يكون فيها مركز ثقل كتلة الجسم فى مستوى عارضة العقلة حيث يعتمد طول المنحنى على السرعة اللازمة لتوصيل مركز ثقل كتلة الجسم لهذا المستوى .

٦ ـ تؤدى مراحل الصعود وانقباض المقعدة إلى أكبر إزاحة لعارضة العقلة والتى تدل على فعل القوة عليها .

ثانيا ـ الدراسات الديناميكية .

« ميكانيكية القفز على الحصان باستخدام لوحة ريوزير Reuther » .

اسم الباحث كريغباروم Kreighbaum .

اهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى شرح رد الفعل الداخلى للقفزات على حصان القفز للسيدات .

إجراءات الدراسة العملية

١ ـ عينة البحث .

استخدم الباحث ٨ لاعبات جمباز من اللاعبات المشتركات فى المقابلة التى تمت فى شمال غرب مقاطعة مونتانا Montana (١٩٧٢)، حيث قمن بأداء الشقلبة الأمامية على اليدين على الحصان .

٢ – وسائل جمع البيانات

استخدم الباحث كاميرا ١٦ مم ذات تردد ١٨٠ ص/ث كما استخدم عند الأداء على لوحة ريوزيبر ٨ مقاومات كهربائية Straingauges على جانب دائرة ويتسون Wheatson واتصلت عند دورانها بمقياس جلفانى Galvanometer لتسجيل المنحنيات والذى سجل الانحرافات فى اللوحة بواسطة متوسطات ممرات الاضاءة على ورق شديد الحساسية للتصوير وقد تم معايرة السلم واعتبرت قوى لوحة ريوزيبر قوى خارجية استعملت فى التحليل الكيناتيكى عند استخدام قوة قدمى اللاعبة عموديا لأعلى كما استخدم ميزان استواء السطوح Planimeter لتحديد المنطقة تحت كل إنحراف لمنحنى القوة والتى عن طريقها أمكن تحديد القوة الدفعية من اللوحة، كما حسبت الدلالات السينمائية المأخوذة من الفيلم السينمائى عن طريق استخدام الرسم الآلى لنظام جدولى يعزى باحداثيات النقط فى الحاسب الآلى ا. ب. م. ٣٦٠ (I. B. M 360) وقد وضع البرنامج وطور لحساب الدلالات عن طريق أعضاء الهيئة العلمية للحاسب الآلى بجامعة مونتانا وحسبت السرعة الزاوية لاجزاء الجسم، العجلة الزاوية، وبمجموع القوى وعزومها حول مركز كل مفصل .

– الاستخلاصات

نتيجة لهذه الدراسة استخلص الباحث ما يلى :–

ا – جميع أفراد العينة أوضحوا انحرافين للسلم بين الانحرافات عند الجزء المعدم الوزن، الأول يلازم وزن اللاعبة والثانى يكون نتيجة لدفع اللاعبة السلم .

ب – لم تظهر القوة الدفعية من السلم ما يشير إلى تحكم السلم فى أخذ الارتقاء .

جـ – ينبثق تتابع تزايد وتناقص عجلة أعضاء الجسم من هبوط العضو العلوى ويظهر تناقص عجلة العضو قبل تزايد ابنساط العضو المنخفض التالى وبظهور انحراف السلم عند أقصى تناقص للعجلة لآخر عضو .

د – كانت عزوم القوة العضلية المسيطرة خلال الدفع هى المعقدة، العضلات الباسطة للقدم والقابضة للركبة .

• تحليل بيوميكانيكى لتركيب مهارة جمباز » .

اسم الباحث . زينكوفسكى Zinkovsky .

، فين Vain .

، تورم Torm .

أهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى تحليل الاختلافات المرحلية خلال اكتساب المهارة فى أداء مهارة الطلوع بالكب Long under swing up start على جهاز العقلة .

اجراءات الدراسة العملية

١ ـ عينة البحث .

استخدم الباحثين عشرة لاعبين كعينة للدراسة وتم تنفيذ التجارب على مرحلتين حيث تم فى الأولى شرح تكنيك الأداء للاعبين والثانية بعد إكتساب المهارة فى الطلوع بالكب على جهاز العقلة .

٢ ـ وسائل جمع البيانات

استخدم الباحثين التصوير السينمائى وكذا عداد الاجهاد لقياس المركبات الافقية للدفع على قضيب العقلة وكذا مقياس التعجيل Accelemeter الذى ثبت على ظهر اللاعب لتسجيل التعجيل، وكذا جهاز رسم الانقباضات العضلية (E.M.G) مع استخدام الاجراءات التزامنية لضمان ربط تسجيل منحنى القوة مع كادر الفيلم المصور، وقد تم ذلك عن طريق قطع التيار عن الكابل الواصل بين الكاتب Oscillograph وآلة التصوير السينمائية وباستخدام صور الفيلم ـ احداثيات مركز الثقل ومحاور الوصلات ـ أمكن حساب الخصائص البيوميكانيكية (فين ١٩٧٣) ثم أجرى تحليل احصائى لجميع الخصائص عامة بالطرق الاحصائية المعروفة، وقد تم تقسيم المهارة إلى ثلاثة مراحل كما يلى :ـ

ـ المرحلة الأولى .

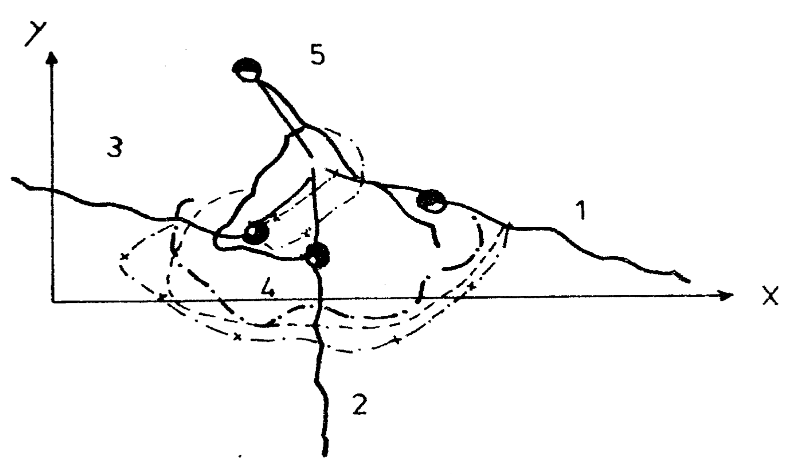
اكتساب الطاقة الميكانيكية اثناء المرجحة .

ـ المرحلة الثانية .

أخذ الوضع الابتدائى لبذل الطاقة العضلية لأداء الطلوع .

ـ المرحلة الثالثة .

أداء الطلوع .



شكل (٣٦)

الاوضاع المتتابعة فى انجاز الطلوع بالكب على العقلة بالنسبة لمسار مركز ثقل كتلة الجسم : المرحلة الابتدائية(ـ ـ ـ) المرحلة الرئيسية (×ـ.ـ×) النجاح النهائى (.ـ.) (عن زنكوفيسكى وآخرون)

ـ الاستخلاصات

نتيجة لهذه الدراسة تم التوصل إلى ما يلى :ـ

ا ـ فى المرحلة الأولى اكتسب جسم اللاعب طاقة ميكانيكية (E) من خلال مرجحة ذات مدى معين حول المحور الافقى لعارضة العقلة .

ـ إعتبر اللاعب فى هذه المرحلة بندولا يلف حول نقطة (O) شكل (٣٦)

ـ وعندما يصل اللاعب للوضع (١/١) فى شكل (٣٦) كانت طاقته الحركية فى حدها الأدنى وطاقة وضعه فى أقصى قيمة وفى الوضع (٨/٢) كانت الطاقة الحركية أقصى ما يمكن وطاقة الوضع أقل ما يمكن . وفى الوضع (١٤/٣) كانت الطاقة الحركية فى أدنى قيمة، طاقة الوضع فى أقصى قيمه مرة اخرى .

ب ـ فى المرحلة الثانية أصبح الجسم بفضل طاقة وضعه فى ظروف تسمح له بثنى

مفصلى الفخذين ويجب أن يتم ذلك فى اللحظة التى تكون فيها طاقة الحركة فى أقصى قيمة وطاقة الوضع مساوية للصفر، ومن الضرورى أخذ وضع للبدء فى هذه اللحظة والا فإنه لا يمكن استخدام الطاقة الحركية لتدوير الجذع حول عارضه العقلة.

جـ ـ فى المرحلة الثالثة يبدأ الجزء الثانى من حركة البندول وفيها يكون البندول قصير وطبقا لذلك تقصر فترة المرجحة وتكون طاقة الحركة فى الوضع (١٩/٤) مساوية لقيمتها فى الوضع (٨/٢) حيث يدور الجذع فى عكس اتجاه عقربى الساعة حول عارضة العقلة ـ يقصر نصف قطر الدوران ـ فى حين تمد الرجلان من مفصلى الفخذين ونتيجة لما سبق فإن كمية حركة الرجلين تكون فى عكس كمية حركة الجذع وتخلق القوة المؤثرة فى مفصلى الفخذين عزم الدوران (Fin. r) ولذلك يؤدى اللاعب الصعود.

كما أظهر تحليل الرسم الكهربى للعضلات (E.M.G) أن حركة الجسم تتعلق بنشاط عضلى وان نشاط العضلات المقابلة يؤدى إلى توافق حركة الوصلات مما يؤدى إلى زيادة الاستفادة من القوانين الميكانيكية، ولقد كان هناك تطابق بين النتائج المستخرجة والدراسات السابقة لتورم (١٩٧٤).

ويستخلص مما سبق أنه عند تدريس تكنيك مهارات الجمباز يجب ان نأخذ فى الاعتبار الاهتمام بكل المفاهيم الميكانيكية للحركات وكذا التوافق العضلى.

التحليل الميكانيكى للأداء الحاذق لمهارة جمباز : العجلة المنحنية «Round — off»

اسم الباحث . واينسك Weinck .

اهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى بحث القوة المحركة.

اجراءات الدراسة العملية .

١ ـ عينة البحث .

تم اختيار لاعبا واحداً ذو مستوى عال كعينة لهذه الدراسة وطلب منه أداء مهارة العجلة المنحنية على الأرض.

٢ ـ وسائل جميع البيانات .

استخدم التصوير السينمائى ذو المستويين بواسطة آلة تصوير سينمائية مقاس ١٦

تم لتجهيز البيانات ، كما تم قياس الازاحة الخطية لمراكز ثقل كتل كل جزء من أجزاء الجسم فى المستوى الأول للحركة من لحظة ترك الرجل القيادية للأرض حتى لحظة اعادة اتصال القدمين بالارض ، وتم حساب حركة مركز ثقل كتلة الجسم من حركة أجزاء الجسم واشتقت السرعة والعجلة نظريا من منحنى الازاحة وحسبت القوى المحركة والتغيرات التابعة لها فى كمية الحركة الدورانية .

- الأستخلاصات .

نتيجة لهذه الدراسة أستخلص الباحث ما يلى : -

أ - القوة العضلية للحزام الكتفى هى المسبب فى ازاحة مركز ثقل كتلة الجسم عند ترك اليدين الأرض ، وعلى العكس من ذلك فإن الأحتفاظ بنتائج الأنقباض الايجابى للمقعدة لا يظهر ترك اليدين للأرض .

ب - يظهر إنتقال كمية الحركة الدورانية من الرجلين إلى الجذع للتأثير على دوران الجسم خلال الطيران النهائى وقد وصلت أكثر من ٥٠٪ من كمية الحركة الدورانية لمركز ثقل كتلة الجسم فى الأتجاه الأفقى .

« تحليل ديناميكية بعض حركات المرجحات من وضع الأرتكاز على جهاز المتوازيين ».

اسم الباحث . عادل عبد البصير على

أهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى بحث الخصائص الديناميكية لمرحلة الأرتكاز خلال إنجاز مهارات الدورات الهوائية من المرجحات أعلى عارضتى المتوازيين . باستخدام جهازاً من تصميم وتنفيذ الباحث .

اجراءات الدراسة العملية .

١ - عينة البحث .

تم أختيار لاعبين من لاعبى المستوى الدولى بجمهورية مصر العربية وأدى اللاعب الأول الدورة الهوائية الخلفية المستقيمة من الوقوف على اليدين للوقوف على اليدين ١٩ مرة ، اللاعب الثانى أدى الدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الأرتكاز للارتكاز على جهاز المتوازيين ١٢ مرة . وبعد معاينة الفيلم أتضح ان المحاولات الصالحة للتحليل بالنسبة للمهارة الأولى ٨ محاولات ، بالنسبة للمهارة الثانية ٤ محاولات .

٢ ـ وسائل جمع البيانات .

استخدم الباحث التصوير السينمائى وكذا جهاز تسجيل القوى فى الأتجاهين الرأسى والأفقى من تصميم وتنفيذ الباحث مع أستخدام الأجراءات التزامنية لضمان ربط تسجيل منحنى القوة مع كادر الفيلم المصور وقد تم ذلك عن طريق التحكم فى مفتاح التشغيل لقطع التيار عن التوصيلة الواصلة بين الكاتب وآلة التوصيل السينمائية وباستخدام صور الفيلم امكن تحديد موضع مركز ثقل كتلة الجسم باستخدام الشابلونة المعدلة للباحث، المسار الحركى لمركز ثقل كتلة الجسم، وحساب زاوية الأنطلاق، تحديد الخصائص الشكلية المميزة لكل وضع من الأوضاع المحددة كنقاط للدراسة فى كل محاولة .

كما تم الحصول فوريا على منحنى القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى كلا الأتجاهين الرأسى والأفقى كدالة بالنسبة للزمن باستخدام جهاز تسجيل القوى ومنه حسبت دفوع القوى المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى كلا الأتجاهين الرئيسى والأفقى ومحصلتها باستخدام الطريقة البيانية ، كما حدد ذراع العزم لكل من القوى المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى كلا الأتجاهين الرأسى والأفقى بالنسبة لمحور الدوران الأفقى التخيلى المار بمفصلى الكتفين ثم حسبت دفوع الدوران لكل وضع من الأوضاع المحدده كنقاط للدراسة فى كلا الأتجاهين الرأسى والأفقى وكذا محصلتهما .

ـ الأستخلاصات .

نتيجة لهذه الدراسة استخلص الباحث ما يلى : ـ

أ ـ كانت المحاولة الرابعة أفضل المحاولات والمحاولة السابعة أردىء المحاولات قيد الدراسة فى المهارة الأولى ، المحاولة التاسعة أفضل المحاولات ، المحاولةالأولى أردىء المحاولات فى المهارة الثانية بالنسبة لمستوى الأداء الحركى .

ب ـ اختلفت دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى كلا الأتجاهين الرأسى والأفقى فى كل من المحاولات قيد البحث فى المهارة الأولى ، والمهارة الثانية ، وتميزت أفضل المحاولات بكبر معامل الناتج الحركى فى كل من المهارتين حيث بلغ بالنسبة للمهارة الأولى (٩٥ر٠) ، بالنسبة للمهارة الثانية (٦ر٢) ويتفق ذلك مع رأى كل من بورمان ، بوخمان ، كونيكو ، وكونزل، اوكران .

جـ ـ أختلفت أرتفاعات مركز ثقل كتلة الجسم خلال المرجحة لاعلى فى المحاولات قيد البحث لكل من المهارتين ، وتميزت أفضل المحاولات بأعلى إرتفاع لمركز ثقل

كتلة الجسم فى كلا المهارتين قيد الدراسة حيث كان بالنسبة للمهارة الأولى (٦٣ سم)، بالنسبة للمهارة الثانية (٥٠ سم) يتفق ذلك مع نتائج الدراسات السابقة .

د - إختلفت مقادير زوايا الانطلاق فى المحاولات قيد الدراسة فى كل من المهارتيين ، حيث تميزت أفضل المحاولات فى كلا المهارتيين بأكثر مقدار لزاوية الأنطلاق حيث كانت بالنسبة للمهارة الأولى (٨٧ °) ، بالنسبة للمهارة الثانية (٨٣ °) ويتفق ذلك مع نتائج البحوث السابقة .

هـ - إختلفت أرتفاعات مركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الطيران فى المحاولات قيد البحث لكل من المهارتيين ، وتميزت أفضل المحاولات بأعلى إرتفاع لمركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الطيران فى كلا المهارتيين ، حيث كان بالنسبة للمهارة الأولى (٩٤ سم) ، بالنسبة للمهارة الثانية (٧٠ سم) .

و - إنحصرت أهم العوامل المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الأتصال فى كلا المهارتيين فيما يلى : -

- إرتفاع مركز ثقل كتلة الجسم خلال المرجحة لأعلى .
- مقدار زاوية الأنطلاق .
- الناتج الحركى .

ز - إختلفت الخصائص الشكلية لأنسب الأوضاع لتجميع أنسب مقادير لدفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى كلا الأتجاهين الرأسى والأفقى خلال مرحلة الأتصال والذى يؤدى إلى إنجاز الواجب الحركى بتوافق جيد فى كل من المحاولات قيد البحث وتميز هذا الوضع فى أفضل المحاولات فى كلا المهارتين بما يلى : -

رقم المهارة	رقم المحاولة	ميل الرأس	زاويتى مفصل الكتفين	زاويتى مفصل المرفقين	زاويتى مفصل الفخذين	زاويتى مفصل الركبتين	زاويتى مفصل القدمين
(١)	(٤)	١٦٠°	٨٩°	١٨٠°	٢٠١°	١٢٠°	١١٠°
(٢)	(٩)	صفر	٥٣°	١١١°	١٢١	١٨٠°	١٢٥°

ح ـ يعتبر مدى المرجحة لأعلى أكثر المتغيرات تأثيراً على درجة مستوى الأداء الحركى فى كلا المهارتين قيد الدراسة ، حيث بلغت نسبة مساهمتها فيه (٧١٠ر٠) بالنسبة للمهارة الأولى ، (٨١٠ر٠) بالنسبة للمهارة الثانية بينما يعتبر الناتج الحركى أكثر المتغيرات تأثيراً على درجة مستوى الأداء الحركى بعد مدى المرجحة لأعلى ، حيث بلغت نسبة مساهمتها معاً (٩٩٩٠ر٠) تقريباً بالنسبة للمهارة الأولى ، (٨٢٩ر٠) بالنسبة للمهارة الثانية .

ط ـ كانت معادلة خط الأنحدار بين درجة مستوى الأداء ومدى المرجحة لأعلى والناتج الحركى كما يلى : ـ

درجة مستوى الأداء الحركى = ١٠٦٤ر٢ + ٠٥٠٧٠ر٠ × مدى المرجحة لأعلى + ٨٣١٠ر١ × الناتج الحركى بالنسبة للمهارة الأولى .

درجة مستوى الأداء الحركى = ٧٣٠٦ر١ + ٠٩٢٦٠ر٠ × مدى المرجحة لأعلى + ٢٢٥٠ر٠ × الناتج الحركى بالنسبة للمهارة الثانية .

ى ـ أوجد الباحث طريقة موضوعية لتقويم الأداء الحركى باستخدام الخصائص الشكلية خلال الأوضاع المحددة كنقاط للدراسة وكذا المحددات الديناميكية المؤثرة فى المسار الحركى بعد التعبير عنها كمعيار للحكم على مستوى الأداء الحركى .

ك ـ صمم الباحث ونفذ جهازا قليل التكاليف ودقيق لتسجيل القوى المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم فى كلا الأتجاهين الرأسى ، الأفقى بيانيا وفوريا خلال مرحلة الأتصال لمهارات المرجحات على جهاز المتوازيين .

ل ـ أوجد الباحث طريقة لتحديد موضع مركز ثقل كتلة الجسم فى الأوضاع المختلفة خلال المسار الحركى لأداء المهارة الحركية باستخدام نسب أوزان أجزاء الجسم وأطوالها لكلاوسير .

ـ **التوصيات** .

نظراً إلى أن نتائج هذه الدراسة قد اثبتت أن للمرجحة لأسفل ولأعلى حتى لحظة كسر الأتصال بين اليدين وعارضتى المتوازيين تأثيراً مباشرا على المسار الحركى وبالتالى على كفاءة الأداء لكل من الدورة الهوائية الخلفية المستقيمة من الوقوف على اليدين لنفس الوضع ، الدورة الهوائية الأمامية المنحنية من الأرتكازلنفس الوضع على جهاز المتوازيين يوصى الباحث بما يلى : ـ

١ ـ عند تعليم المهارتين قيد الدراسة يوضع فى الأعتبار أهمية ما يلى : ـ
أ ـ التركيز على ضرورة زيادة دفوع الدوران فى اتجاه المركبة الرأسية خلال المرجحة لأسفل عن طريق ميل الكتفين ـ بمقدار ١٠٠ ° فى أفضل المحاولات ـ للأمام بالقدر الكافى الذى يسمح بعدم الأخلال بالاتزان الديناميكى لمركز ثقل كتلة الجسم .

ب ـ ضرورة زيادة دفوع الدوران فى اتجاه المركبة الرأسية خلال المرجحة لأعلى حتى لحظة كسر الأتصال عن طريق ميل الكتفين والرأس للخلف ـ بمقدار ١١٠ ° للكتفين ، ١٦٠ ° للرأس فى أفضل المحاولات ـ بالقدر الذى يسمح بعدم الأخلال بالاتزان الديناميكى لمركز ثقل كتلة الجسم ، وزيادة دفع القوة بالذراعين ـ مع الأحتفاظ باستقامتهما خلال مرحلة الأتصال ـ والحزام الكتفى والمد الزائد لمفصلى الفخذين والعمود الفقرى بالنسبة للدورة الهوائية المستقيمة الخلفية أما بالنسبة للدورة الهوائية الأمامية المنحنية يلاحظ ميل الكتفين والرأس للأمام ـ بمقدار ١٢٥ ° فى أفضل المحاولات ـ بالقدر الذى يسمح بعدم الأخلال بالاتزان الديناميكى لمركز ثقل كتلة الجسم ، وزيادة دفع القوة بالذراعين والحزام الكتفى وثنى مفصلى الفخذين .

جـ ـ التركيز على أنسب الأوضاع لتجميع أنسب مقادير لدفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم والمسببة لدورانه حول المحور الأفقى التخيلى المار بمفصلى الكتفين والذى يؤدى إلى إنجاز الواجب الحركى بتوافق جيد ، وهو الوضع الذى يتخذه الجسم عند لحظة كسر الإتصال فى نهاية المرجحة لأعلى ، وقد تميز هذا الوضع بالنسبة لأفضل المحاولات فى كلا المهارتين قيد الدراسة بما يلى : ـ

رقم مسلسل	رقم المحاولة	ميل الرأس	زاويتى مفصلى الكتفين	زاويتى مفصلى المرفقين	زاويتى مفصلى الفخذين	زاويتى مفصلى الركبتين	زاويتى مفصلى القدمين
(١)	(٤)	١٦٠ °	٨٩ °	١٨٠ °	٢٠١ °	١٢٠ °	١١٠ °
(٢)	(٩)	صفر	٥٣ °	١١١ °	٢٢١ °	١٨٠ °	١٢٥ °

د ـ الأهتمام بزيادة مدى المرجحة لأعلى عن طريق وصول كل من مقدار زاويتى مفصلى الكتفين إلى (٨٩ °) ومقدار زاوية الأنطلاق إلى (٤٠ر٨٧ °) بالنسبة للدورة الهوائية المستقيمة الخلفية من وضع الوقوف على اليدين لنفس الوضع ، أما بالنسبة للدورة الهوائية المنحنية الأمامية من وضع الأرتكاز لنفس الوضع يصل مقدار كل من زاويتى مفصلى الكتفين إلى (٥٣ °) ، زاوية الأنطلاق إلى (٠٠ر٨٣ °) .

هـ ـ الأهتمام بالخصائص الشكلية للأوضاع التى يمر بها الجسم خلال المسار الحركى لأداء كل من المهارتين قيد الدراسة وفق محددات القانون الدولى للجمباز .

٢ ـ تنحصر أهم العوامل المؤثرة على أرتفاع مركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الطيران فيما يلى : ـ

أ ـ أرتفاع مركز ثقل كتلة الجسم خلال المرجحة لأعلى .

ب ـ مقدار زاوية الأنطلاق .

جـ ـ الناتج الحركى .

٣ ـ للحصول على منحنى طيران عال يجب أن يزيد معامل الناتج الحركى عن الواحد الصحيح وزاوية الأنطلاق تقترب من الزاوية القائمة .

٤ ـ يوصى الباحث باستخدام الشابلونة القياسية لتقويم الأداء الحركى لمهارات المرجحات على جهاز المتوازيين .

٥ ـ يوصى الباحث ايضا باستخدام جهاز تسجيل القوى فى الدراسات الديناميكية على أجهزة المتوازيين ، العقلة للبنين ، العارضتين المختلفتا الأرتفاع للبنات .

٦ ـ يوصى الباحث باستخدام طريقة الشابلونة المعدلة للباحث فى تحديد موضع مركز ثقل كتلة الجسم فى الأوضاع التى يمر بها الجسم خلال المسار الحركى فى الحركات الرياضية لدقتها وسهولة إستخدامها .

٣ ـ ٢ ألعاب القوى

أولا : الدراسات الكينماتيكية :

« تأثير المسافة بين القدمين على السرعة فى العدو » .

أسم الباحث . سيجرست P. O. Sigerseth .
جريناكر V. E. Grinake .

أهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى قياس سرعة البدء لمسافة (١٠ ، ٢٠ ، ٣٠ ، ٤٠ ، ٥٠ ياردة) من أوضاع البدء القصير والمتوسط والطويل .

اجراءات الدراسة العملية

١ - عينة البحث :

٢٨ طالبا من طلبة تخصص (العاب الميدان والمضمار) بجامعة أورجون منهم ٣ لديهم خبره سنة أو أكثر كعداء ولاعب موانع ، باقى أفراد العينة لديهم خبره واضحة فى ألعاب المضمار .

٢ - وسائل جمع البيانات .

- أستخدام الباحثان فى هذه الدراسة جهاز المحلل للأداء الرياضى ذات مصدر كهربى كما استعملا التوقيت الآلى .

- استخدما أنواع البدء القصير والمتوسط والطويل التوزيع وكانت المسافة بين خط البداية والقدم الأمامية (١٩ ، ١٥ ، ١٣ بوصة)
على التوالى ، المسافة بين خط البداية والقدم الخلفية (٢٩ ، ٣٢ ، ٤١ بوصة) ، المسافة بين أصبع القدم وأصبع القدم الأخرى كانت (١٠ ، ١٩ ، ٢٨ بوصة) على التوالى .

ثم اخذا زمن كل مختبر فى أوضاع البدء المختلفة ولمسافات (١٠ ، ٢٠ ، ٣٠ ، ٤٠ ، ٥٠ ياردة) ولمحاولة واحدة مع مراعاة اعادة المحاولات الخطأ . وتم التنبيه على المختبرين بأن يمروا على خط النهاية لكل مسافة للحد من السرعة التناقصية .

- الأستخلاصات .

استخلص الباحثان ما يلى : -

أ - البدء المتوسط أفضل للعدائين من البدء الطويل والقصير .

ب - يصل العداؤن إلى سرعتهم القصوى بين ٤٠ ياردة ، ٥٠ ياردة .

« تأثير أوضاع بدء العدو المختلفة على السرعة » .

اسم الباحث .

ستوك . م Stock. M .

أهداف الدراسة .

تهدف هذه الدراسة إلى تحليل سرعة الجرى الناتجة من أربعة أوضاع مختلفة لبدء العدو .

أجراءات الدراسة العملية .

١ ـ عينة البحث .

٢٦ لاعب تتراوح أعمارهم من ١٤ ـ ١٨ سنه من لاعبى المضمار من ٣ مدارس عليا فى كالفورنيا .

٢ ـ وسائل جمع البيانات .

ـ استخدم الباحث التصوير السينمائى ، جهاز ميكانيكى لقياس السرعة .

ـ قسم الباحث افراد عينة البحث الى مجموعتين كل مجموعة تستعمل وضع بدء مختلف لكل محاولة وتغير الأوضاع فى المحاولات التالية ، وكان مكعب البدء لكل مجموعة ثابت .

ـ استخدم ٤ أنواع من البدء ، البدء قصير التوزيع ـ المسافه بين القدمين ١١ بوصة ـ البدء المتوسط التوزيع ـ المسافة بين القدمين ١٦ بوصة وزاوية الركبة الخلفية ١٣٠ ° ـ البدء المتوسط العالى من الحوض ـ المسافة بين القدمين ١٦ بوصة وزاوية الركبة الخلفية ١٦٥ ° ـ البدء الطويل التوزيع ـ المسافة بين القدمين ٢٤ بوصة ـ .

ـ تم تعليم أفراد عينة البحث أنواع البدء السابقة وقد أعطى لهم نصف ساعة إحماء .

ـ الأستخلاصات .

أستخلص الباحث ما يلى :

أ ـ البدء القصير والمتوسط التوزيع أسرع فى مسافة ٢٠ ياردة من أى نوع من أنواع البدء الأخرى .

ب - البدء المتوسط العالى من الحوض أفضل لمسافة ٥٠ ياردة من كل الأوضاع السابقة .

جـ - متوسط الزمن بين ٢٠ - ٥٠ ياردة يكون أفضل فى البدء المتوسط والمتوسط العالى من الحوض عن البدء القصير والطويل .

« العوامل الميكانيكية المؤثرة فى سرعة الجرى ».

اسم الباحث .

لوتانن ب Luhtanen. P .

كومى . ب Komi. P .

أهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى تشخيص العلاقة بين السرعة والمتغييرات الكينماتيكية فى خطوة الجرى وتحليل ردود الأفعال فى الأفعال فى أجزاء الجسم المختلفة .

اجراءات الدراسة العملية .

١ - عينة البحث .

تم أختيار ٦ لاعبين على المستوى القومى فى الميدان والمضمار - (عداءا ، لاعبان وثب ، لاعب واحد للعشارى ، لاعب واحد رمى) - كعينة للدراسة .

٢ - وسائل جمع البيانات .

استخدمت آلة تصوير سينمائية ذات تردد عالى (١٠٠ ص / ث) ، تم تصوير وقياس معدلات مختلفة للسرعة (٤٠٪ ، ٦٠٪ ، ٨٠٪) من السرعة القصوى لكل لاعب ، وقد حدد الباحث متغييرات الدراسة فيما يلى : -

. زمن الطيران (FT.) .

. زمن الأرتكاز (CT.) وقسمة الى : -

. زمن سالب (CTneg.) .

. زمن إيجابى (CTpos.) .

. طول الخطوة (SL.) .

. تردد الخطوة (SR.) .

وذلك من خلال دورة خطوة واحدة أى فى المرحلة بين أقصى أرتفاع لمركز ثقل كتلة الجسم خلال الطيران المتواليين .

. ردود الأفعال فى أجزاء الجسم المختلفة أثناء مرحلة الأرتكاز الأيجابى (الخلفى) .

ـ الأستخلاصات .

ونتيجة لهذه الدراسة تم استخلاص مايلى : ـ

أولا ـ بالنسبة لطول الخطوة وترددها والتذبذب العمودى فى مركز ثقل كتلة الجسم : ـ

ـ أثبتت الدراسة أن الوصول للسرعة القصوى (فى الجرى) لابد ان يصاحبه زيادة فى معدل تردد الخطوة ويقابله تقصير فى طولها .

ـ إرتبط أعلى مقدار للتذبذب العمودى فى مركز ثقل كتلة الجسم أرتباطا عكسيا مع سرعة الجرى ، حيث كان أعلى إرتفاع له عند السرعة المنخفضة بينما وصل أدنى مقدار له عند السرعة القصوى .

ثانيا ـ بالنسبة لزمنى الأرتكاز والطيران .

ـ يقل زمن دورة الخطوة الواحدة عندما ترتفع السرعة من ٤٠٪ إلى ١٠٠٪ .

ـ يقل زمنى الأرتكاز والطيران بزيادة سرعة الجرى ، كما أظهرت النتائج أن زمن الطيران كان أقل من زمن الأرتكاز عند السرعة المنخفضة وأكثر طولا فى معدلات السرعات الأخرى .

ثالثا ـ بالنسبة لقوى ردود أفعال أجزاء الجسم .

ـ شوهد أعلى مقدار لمحصلة تأثير رد فعل الجذع فى الأتجاه الأمامى عند كل من السرعة القصوى والسرعة المنخفضة .

ـ كانت قوة رد فعل الرجل أثناء زمن الأرتكاز الأيجابى دائما ايجابية ، أن مقدار تأثيرها فى الاتجاه الأمامى كان أكبر من مقدار ردود الأفعال فى الجذع فى جميع قياسات معدلات السرعات المختلفة .

- كان تأثير قوى رد الفعل فى الذراعين فى الاتجاه الأمامى سلبى دائما .
- ظهر أن رد الفعل فى مركز ثقل كتلة الجسم مختلفا فى الأتجاه العمودى وأقل من الأتجاه الأمامى فى كل قياسات معدلات السرعة ، وكانت أعلى قيمة لمقدار رد فعل مركز ثقل كتلة الجسم عموديا عند السرعة القصوى ، وأدنى قيمة له عند معدل السرعة ٤٠٪ .

« تحليل بيوميكانيكى لأداء الحواجز المتوسطة التوزيع » .

اسم الباحث .

كوفمان . د . Koufmann D .

بيوتروسكى . ج . Piotrowski G .

أهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى تحليل أداء الحواجز المتوسطة التوزيع .

اجراءات الدراسة العملية .

١ - عينة البحث .

اختير ثلاث لاعبين لكل سباق من المتسابقين وتضمن كل منها لاعب مبتدىء ولاعب منتخب الجامعة ، بطل الجامعات .

٢ - وسائل جمع البيانات .

تم استخدام آلتين تصوير سينمائى وضعت أحدهما فى الأتجاه الجانبى والأخرى فى الأتجاه الأمامى عند منتصف منحنى مضمار ألعاب القوى ، وضعت ١٦ علامة مميزة على مراكز ثقل أجزاء جسم اللاعب المختلفة بهدف المعاونة فى اجراء التحليل ، كما استخدم الحاسب الآلى فى حساب مقادير البيانات المسجلة . كما تم استخدام طريقة كونتينى contini (١٩٧٢) للقياسات الانثرويومترية لتقدير الأوزان التقريبيةلاجزاء الجسم المختلفة وتحديد مراكز ثقلها وبالتالى ثقل كتلة الجسم الكلى .
وقد تضمنت الدراسة المتغيرات التالية : -

- الرجل الأمامية (زاوية الركبة ، وأعلى الفخذ إلى جانب ميل الجذع ، عزم القصور الذاتى وكتلة الرجل ، درجة الامتداد (المد أو الفرد)فى مفصل الركبة .

- للتحقيق من الفروق الناتجة عن هذه الدراسة تم حساب طول الرجل الأمامية لكل صورة .

- الأستخلاصات .

ونتيجة لهذه الدراسة استخلص مايلى : -

- يميل جميع لاعبى الحواجز المتوسطة التوزيع بالجذع والرأس للداخل تجاه الناحية اليسرى من منحنى المضمار .

- لوحظ أن اللاعب البتدئ يميل بصورة كبيرة إلى حد ما بالرأس (للداخل) وميل بالجذع بعكس اللاعب بطل الجامعات حيث أظهر زيادة فى الميل بالرأس والجذع للداخل بمقارنته بلاعب منتخب الجامعة .

- أظهرت نتائج الدراسة فروق بين اللاعبين عند تخطية الحاجز حيث سجل اللاعب المبتدئ فى بعده عن منتصف الحاجز مسافة أكبر من تلك التى سجلها اللاعبين الآخرين .

- أثبتت الدراسة وجود فروق بين اللاعب البطل وبين اللاعبين الآخرين لصالح لصالح اللاعب البطل حيث سجل مسافة أكبر من حيث بعد مكان الأرتقاء عند الحاجز .

- أظهرت نتائج مسار مركز ثقل كتلة الجسم والرجل الأمامية أن أقصى إرتفاع وصل إليه اللاعب البطل هو ١٠ سم فوق الحاجز ، فى حين زاد هذا الأرتفاع بالنسبة للاعبين الآخرين .

- كما أو ضحت نتائج الدراسة أن أماكن الهبوط تقريبا كانت متطابقة لأفراد العينة .

- جاءت نتائج لاعب الموانع متفقة تقريبا مع النتائج السابقة للاعب الحواجز المتوسطة .

- كما أوضحت نتائج هذه الدراسة أن لاعبى كلا السباقين يشتركان فى سمة هامة وهى وجود تناسق بين عمليتى الثنى الكامل والمد الكامل للرجل الأمامية عند الأقتراب من الحاجز أو المانع ، وأن أهم ما يميز ذلك هو مقدار عزم القصور الذاتى للرجل الأمامية فى مرحلتى الثنى - درجة الانثناء - والمد فى الركبة أثناء مرورها فوق الحاجز أو المانع ، حيث أظهرت النتائج أن اللاعب بطل الحواجز سجل أعلى مقدار

لعزم القصور لذاتى ، وأعلى درجة فى ثنى ومد الركبة عن اللاعبين الآخرين ، فى حين أن هذه الأختلافات لم تكن واضحة بالنسبة للاعب الموانع .

ثانيا – الدراسات الديناميكية :

« القدرة الميكانيكية الناتجة فى الجرى » .

اسم الباحث .

فاكانجا Fukunaga .

ماتسيو Matsuo .

ياسا Yusa .

أساهينا Asahina .

أهداف البحث :

تهدف هذه الدراسة إلى تحديد مقدار الشغل المبذول ضد الجاذبية خلال سرعات مختلفة تصل إلى حد السرعة القصوى .

إجراءات الدراسة العملية .

١ – عينة البحث .

إستخدم ٨ عدائين تراوحت أعمارهم بين ١٩ إلى ٢٨ عاما ، وأوزانهم بين ٥٦ إلى ٧٣ر٥ كيلو جرام ، أطوالهم بين ١٦٥ر٨ إلى ١٨٣ر٧ سنتيمتر كعينة لهذه الدراسة .

٢ – وسائل جمع البيانات .

استخدمت آلة تصوير سينمائى (١٦ مم) ذات تردد عال يصل إلى ١٠٠ صورة / ثانية فى السرعة المنخفضة ، ٢٠٠ ص / ث فى السرعة المرتفعة ، كما استخدمت لوحة قياس القوى وتم تثبيتها بمستوى أرض المضمار .

كما استخدم التحليل الكينماتوجرافى والكيناتوجرافى للحصول على البيانات الأساسية لهذه الدراسة .

- **الأستخلاصات**

نتيجة لهذه الدراسة استخلص الباحثون ما يلى : -

- أثناء لحظة أتصال القدم بالأرض (أرتكاز أمامى) ينتج شغل سلبى Negative work كقوى معطلة يتحول الى شغل إيجابى Positive work يعمل كقوى تساعد على تقدم اللاعب للأمام .

- أثبتت نتائج هذه الدراسة وجود علاقة أيجابيه بين الشغل المبذول فى اتجاه المركبة الأفقية وبين سرعة الجرى التى تتراوح بين ٣ إلى ٦ متر/ث ، ويتفق هذا مع نتائج الدراسات السابقة .

- يزداد الشغل المبذول فى الدقيقة فى الأتجاه الأفقى زيادة سريعة عندما ترتفع السرعة من ٦ م/ث إلى ٩ م/ث ، ومرد ذلك إلى إرتفاع معدل تكرار الخطوة نتيجة لارتفاع مقدار القدرة الميكانيكة فى هذا الإتجاه .

- يتساوى مقدار الشغل المبذول فى الاتجاه العمودى - ضد الجاذبية - مع مقدار الشغل المبذول فى الأتجاه الأفقى عند سرعة من ٥ إلى ٦ م / ث .

- يزداد مقدار الشغل فى الأتجاه الأفقى تدريجيا عن مقدار الشغل فى الآتجاه العمودى عند أرتفاع سرعة الجرى إلى أكثر من ٦ م/ث ، بينما يقل هذا المقدار عن المقدار فى الأتجاه العمودى عندما تكون سرعة الجرى أقل من ٥ م/ث .

« ديناميكية الأرتكاز فى الجرى » .

اسم الباحث .

سليمان على حسن (١٩٦٤) .

أهداف البحث .

تهدف هذه الدراسة إلى إيجاد العلاقات الديناميكية التى تفسر عمل القدم كقاعدة أرتكاز ثابتة على الأرض أثناء العدو ، مدى تأثيرها على سرعة اتجاه حركة الجسم .

إجراءات الدراسة العملية .

١ - عينة البحث .

حدد الباحث ٥ عدائين كعينة لهذه الدراسة .

٢ - **وسائل جمع البيانات.**

ثبت الباحث لوحة قياس القوى بمستوى أرض المضمار ، استخدم آلة تصوير سينمائية ذات تردد ٥٠ م/ث ، ثبتها عموديا على اتجاه الحركة وعلى مسافة ٨٠ متر . تم قياس وتصوير محاولات كل عداء على مسافات ٣ م ، ٢٠ م ، ٦٠ م .

وقد حدد الباحث متغيرات الدراسة فى مسار القوة ومدى تأثيرها (مع ارتباطها بالزمن) مع ايجاد العلاقات المختلفة بين كل من دفع الأيقاف Broking ، دفع العجلة Acceleration ومدى أرتباط هذا التأثير بمسار مركز ثقل كتلة الجسم أثناء الخطوة .

- **الأستخلاصات .**

نتيجة لهذه الدراسة إستخلص الباحث مايلى : -

أ - تقسيم الأرتكاز إلى مرحلتين رئيسيتين : -

- مرحلة الأرتكاز الأمامى : وفيها تكون قاعدة الأرتكاز أمام مركز ثقل كتلة الجسم وتبدأ هذه المرحلة من لحظة لمس القدم للأرض وحتى اللحظة العمودية لمرور مركز ثقل كتلة الجسم فوق القدم المرتكزة .

- مرحلة الأرتكاز الخلفى : وفيها تكون قاعدة الأرتكاز خلف مركز الجسم فوق القدم المرتكزة وتنتهى بترك القدم للأرض .

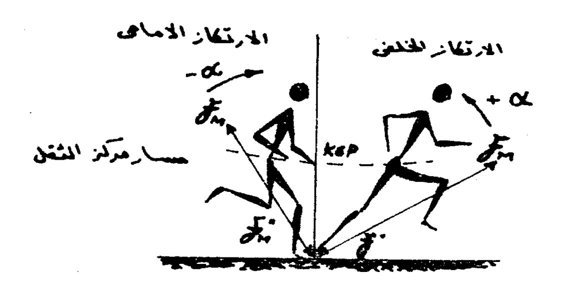
وتحدث فى كلا المرحلتين تغيرات مختلفة فى مقادير القوى المبذولة والناتجة وفقا لما يلى :-

- عند وضع القدم على الأرض - مرحلة الأرتكاز الأمامى - تقوم العضلات بمقاومة دفع القصور الذاتى لكتلة الجسم عموديا - من أعلى إلى أسفل - بقوة فى الأتجاه المضاد فينتج عجلة تقصيرية - دفع الأيقاف كما فى شكل (٣٧) - تتحول إلى عجلة تزايدية - دفع العجلة فى مرحلة الأرتكاز الخلفى .

- يكون الفعل ورد الفعل أفقيا بين العضلات والأرض إلى الخلف فى مرحلة الأرتكاز الأمامى ، وإلى الأمام فى مرحلة الأرتكاز الخلفى ، وهما مقدارين متساويين ومتضادين فى الأتجاه .

- تمكن الباحث من قياس الدفع أفقيا وعموديا والذى تقوم به العضلات فتنتج الكميات الحركية المتجهة والمتغيرة وفقا لزوايا الأنحراف فى مركز ثقل كتلة الجسم

خلال الأداء فى مرحلة الأرتكاز الأمامى والخلفى ، واستخلص العلاقات الحركية التالية :ـ



شكل (٣٧)

عزم القوة فى حالة الارتكاز الامامى والخلفى اثناء العدو (عن سليمان)

ـ أذا كان المقدار الموجب للمركبة الأفقية أكبر من المقدار السالب لنفس المركبة ينتج تزايد فى السرعة أفقيا .

ـ أذا كان المقدار الموجب للمركبة الأفقية أقل من المقدار السالب لها ينتج تناقص فى السرعة أفقيا .

ـ أذا تساوى المقداران لنفس المركبة تصبح السرعة منتظمة .

ـ يحدث تزايد أو تناقص فى السرعة عموديا أذا جاءت مقادير المركبة العمودية ـ الموجبه والسالبة ـ بنفس الأسلوب السابق .

ـ عندما يتساوى مقدارى المركبة العمودية ينتظم مقدار الأرتفاع والأنخفاض فى مركز ثقل كتلة الجسم .

ـ تمكن الباحث من أيجاد زاوية الأنحراف والمتغيرة خلال المسار الحركى لمركز ثقل كتلة الجسم عن طريق قسمة المقدار السالب للمركبة العمودية على المقدار السالب للمركبة الأفقية ـ القوى المعطلة ـ أو من قسمة المقدار الموجب للمركبة العمودية على المقدار الموجب للمركبة الأفقية ـ القوى الموجبة أو التزايدية ـ

كما تمكن من إيجاد علاقة حركية (ناتج حركى) من خلال هذه القوى المعطلة والقوى الموجبة .

« العلاقات الديناميكية المصاحبة لخطوة الحاجز » .

اسم الباحث .

عبد النبى المغازى (١٩٨١)

أهداف البحث

تنحصر أهداف البحث فيما يلى : ـ

١ ـ تحديد أهم المتغيرات الديناميكية المؤثرة فى ديناميكية خطوة الحاجز .

٢ ـ تحديد أنسب وضع لتجميع مقادير دفوع الدوران فى اتجاه كل من المركبتين الرأسية والأفقية والذى يؤدى إلى أفضل مستوى رقمى .

٣ ـ تحديد أكثر المتغيرات الديناميكية المؤثرة فى خطوة الحاجز مساهمة فى المستوى الرقمى .

أجراءات الدراسة العملية .

١ ـ عينة البحث .

حدد الباحث ٨ محاولات لثلاثة متسابقين لسباق ١١٠ متر حواجز فى المستوى الدولى بجمهورية مصر العربية .

٢ ـ وسائل جمع البيانات .

وقد حددها الباحث فى التصوير السينمائى والتحليل الكينماتوجرافى والحاسب الآلى باستخدام التحليل المنطقى للانحدار لمتغيرات خطوة الحاجز .

كما حدد الباحث متغيرات الدراسة فيما يلى : ـ

ـ تحديد موقع مركز ثقل الجسم .

ـ تحديد الفترات الزمنية للأداء .

تحديد المسار الحركى لمركز ثقل كتلة الجسم .

ـ حساب السرعات والعجلات اللحظية ، السرعة الزاوية لمركز ثقل كتلة الجسم .

ـ حساب العجلة للحظية لمركز ثقل كتلة الجسم .

ـ حساب كتلة جسم اللاعب .

ـ حساب القوة المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم .

- حساب دفوع القوى المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم .
- حساب عزم القصور الذاتى لكتلة الجسم حول قاعدة الأرتكاز .
- حساب دفوع الدوران المؤثرة على مركز ثقل كتلة الجسم .

- الأستخلاصات .

نتيجة لهذه الدراسة أستخلص الباحث ما يلى :-

أ - تنحصر أهم المتغيرات المؤثرة فى ديناميكية خطوة الحاجز فى :-

- الناتج الحركى للأرتكاز الأمامى قبل الحاجز .
- الناتج الحركى للأرتكاز الخلفى قبل الحاجز .
- أعلى أرتفاع لمركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الطيران .
- الناتج الحركى للأرتكاز الأمامى بعد خطوة الحاجز .
- الناتج الحركى للأرتكاز الخلفى بعد خطوة الحاجز .
- طول الخطوة .
- زمن الخطوة .

ب - يعتبر الوضع عند الصورة (١٠) فى لحظة كسر الأتصال قبل الحاجز أنسب وضع لتجميع أنسب مقادير لدفوع الدوران فى اتجاه كل من المركبتين العمودية والأفقية والذى أدى إلى أفضل مستويات العينة رقميا ، وقد تميز هذا الوضع فى أفضل المحاولات بالخصائص الشكلية التالية :-

- زاوية ميل الرأس والجذع	١٦٤٫٠ ° .
- الزاوية بين العضد الأيمن والجذع	٥٦٫٥ ° .
- الزاوية بين الساعد الأيمن والعضد الأيمن	١٧٩٫٠ ° .
- الزاوية بين العضد الأيسر والجذع	٣٧٫٥ ° .
- الزاوية بين العضد الأيسر والساعد الأيسر	١٧٩٫٥ ° .
- الزاوية بين الفخذ الأيسر (رجل الأرتقاء) والجذع	١٦٤٫٥ ° .
- الزاوية بين الفخذ الأيسر والساق اليسرى (رجل الأرتقاء)	١٦٤٫٠ ° .
- الزاوية بين الساق اليسرى والقدم اليسرى (رجل الأرتقاء)	١٢٢٫٥ ° .

- الزاوية بين الفخذ الأيمن والجذع ٤٩٫٥° .
- الزاوية بين الفخذ الأيمن والساق اليمنى ٦٣٫٠° .
- الزاوية بين الساق اليمنى والقدم اليمنى ١٠٧٫٠° .

جـ - تمكن الباحث من تحديد أربعة متغيرات أكثر مساهمة فى المستوى الرقمى وهى : -

المتغير الأول : زمن الخطوة .

المتغير الثانى : الناتج الحركى للارتكاز الأمامى قبل الحاجز .

المتغير الثالث : أعلى إرتفاع لمركز ثقل كتلة الجسم خلال مرحلة الطيران .

المتغير الرابع : طول الخطوة .

« كينماتيكية وكيناتيكية الأرتقاء فى الوثب الطويل » .

اسم الباحث .

بوسكو Bosco .

لوتانن Luhtanen .

كومى Komi .

أهداف البحث .

تهدف الدراسة القائمة إلى التعرف على أهم العوامل المرتبطة بالأداء الجيد ، ومدى التباينات فى ردود الأفعال والأزاحة فى مركز ثقل كتلة الجسم لحظة الإرتقاء .

أجراءات الدراسة العملية

١ - عينة البحث .

اختار الباحثون عينة الدراسة من أربعة لاعبين على المستوى القومى الفنلندى وتم قياس وتسجيل وتصوير محاولتين لكل لاعب .

٢ - وسائل جمع البيانات .

استخدم الباحثون آلة تصوير سينمائية ١٦ مم ذات تردد عال ١٠٠ ص/ث وتم تثبيتها عموديا على اتجاه الحركة وعلى بعد ٢٥ متر من لوحة قياس القوى . كما تم تثبيت لوحة قياس القوى بمستوى سطح أرض المضمار لتسجيل مقادير القوى فى كلا الأتجاهين الرأسى والأفقى .

- **الأستخلاصات .**

توصل الباحثون إلى ما يلى : -

- هناك علاقة سلبية بين زمن الأرتكاز وبين طول مسافة الوثبة . حيث لوحظ أن الأداء الجيد ، يرجع إلى مقدار السرعة العمودية (Vy) فى مرحلة الإرتكاز حيث كانت ٦٠ ٪ من مقدار السرعة العمودية الكلية أثناء الأرتقاء .

- توجد علاقة ضعيفة بين السرعة العمودية النهائية أثناء الأرتقاء وبين طول مسافة الوثبة بينما توجد علاقة بينية واضحة بين السرعة العمودية وبين السرعة الأفقية (Vh) أثناء مرحلة الأرتكاز ، فقد كانت العلاقة سالبة(- ٨٧ر٠ = r) أثناء المرحلة الأولى من الأرتكاز (إرتكاز أمامى) ، وموجبة (٩ر٠ = r) أثناء المرحلة الثانية من الأرتكاز (إرتكاز خلفى) ولذا تميز الأداء الجيد بأقل أنخفاض فى مقدار السرعة الأفقية أثناء المرحلة الأولى من الأرتكاز .

- فى الأداء الجيد يبدأ مركز ثقل كتلة الجسم فى الأرتفاع بعد لحظة لمس القدم للأرض مباشرة بينما فى الأداء الضعيف يظل مركز ثقل كتلة الجسم على نفس الأرتفاع تقريبا خلال نفس اللحظة ، لأن اللاعب يحتاج فى هذه الحالة لزمن أطول حتى يصل الى سرعته العمودية القصوى .

- أكدت نتائج هذه الدراسة على أهمية المرحلة الأولى من الأرتكاز - وليس المرحلة الثانية - لأداء وثبة جيدة .

يعتمد الأداء الجيد للإرتقاء على مقدار الاستفادة من الطاقة المرنة . Elastic E . المختزنة فى العضلات لحظة انقباضها أثناء الدفع ، وأن زيادة زمن الأنقباض سوف يؤدى بالتالى إلى أنخفاض مركز ثقل كتلة الجسم والذى يؤدى بدوره إلى آداء ضعيف .

٣ - ٣ الغطس

أولا - الدراسات الكينماتيكية :

« التحليل الميكانيكى للغطس » .

اسم الباحث .

وليام . هـ . جروفيز William H. Groves .

أهداف البحث .

تنحصر أهداف هذه الدراسة فيما يلى : ـ

١ ـ محاولة لأضافة الدليل لصدق الدراسات السابقة والتى قدمت فى مجال الغطس .

٢ ـ محاولة لوضع الغطسات المعقدة تحت الدراسة والبحث باستخدام التحليل الميكانيكى من خلال الجداول والخرائط التوضيحية لكيفية أداء الغطسات .

أجراءات الدراسة العملية .

١ ـ عينة البحث .

تم اختيار ثلاثة لاعبين مختلفين فى الأوزان والأشكال ، وتم أداء كل لاعب ستة غطسات .

٢ ـ وسائل جمع البيانات .

استخدام الباحث التحليل الكينماتوجرافى وحدد متغيرات الدراسة فيما يلى .

- أرتفاع الغطسة .
- زاوية الأرتقاء .
- مكان مركز كتلة جسم اللاعب على المسار .
- أختلاف سرعة دوران الجسم فى مراحل الغطسة ثم بين الغطسات .

ـ النتائج والاستخلاصات .

أ ـ أثبتت المراجعة الحسابية على الطريقة المستخدمة فى الحصول على مركز ثقل كتلة الجسم نتائج طيبة .

ب ـ أن أدنى مقدار لأنحناء اللوحة مع أكتمال حركة الذراعين عاليا سيزيد الأرتفاع لأكبر قدر ممكن .

جـ ـ من أجل الحصول على غطسة ممتازة فإن أقصى ارتفاع يكون مطلوبا لتحقيق ذلك . ومن ثم كان من الضرورى توجيه الأهتمام لمقدار الميل الذى يقوم به اللاعب .

د ـ عندما يزيد عدد مرات الدورانات ، فإن الميل على اللوحة سوف يزيد ، وبالتالى الأرتفاع سيقل .

هـ ـ إن الأستخدام المناسب للمساعدات العملية والدراسة التحليلية لها أثر كبير فى مساعدة مدرب الغطس على تأدية مهامه .

« المقارنة التحليلية للأرتقاء المستخدم لمجموعة الغطسات الأمامية والمعكوسة من السلم المتحرك » .

اسم الباحث .

د . ميلر D. Miller .

اهداف البحث ..

١ ـ مقارنة بين الأرتقاء لمجموعة الغطسات المختارة الأمامية والمعكوسة .

٢ ـ الأضافة الوصفية للبيانات الموجودة مع تقديم معلومات لم تكن متوفرة فى مجال الأبحاث لهذه الرياضة .

٣ ـ تخدم كواحدة من الدراسات الأولى فى مجال تصوير الغطس من السلم المتحرك .

إجراءات الدراسات العملية .

١ ـ عينة البحث .

تم أختيار اثنين من اللاعبات ، اثنين من اللاعبين وقاموا بأداء ١٦ محاولة لمجموعة الغطسات المختارة .

٢ ـ وسائل جمع البيانات .

أستخدمت كاميرا لوكام Locam .١٦ مم وكان تردد الكاميرا ٦٢ ص/ث

١٦ مم وكان تردد الكاميرا ٦٢ ص/ث

وحددت الغطسات التالية : ـ

أ ـ الغطسة الأمامية .

ب ـ الغطسة المعكوسة .

جـ ـ $\frac{1}{2}$ ٢ أمامية (للرجال والسيدات) .

د ـ $\frac{1}{2}$ ١ معكوسة (للسيدات) ، $\frac{1}{2}$ ٢ معكوسة للرجال .

وقد تمت الدراسة من السلم المتحرك أرتفاع ٣ متر ، وكانت اللوحة من نوع Dura flex spring board .

وقد قام كل لاعب بأداء ثلاث محاولات لكل غطسة وصورت وحللت على جهاز محلل الصور .

- النتائج والاستنتاجات .

أ - قام الباحث بدراسة تحليلية للتغيرات الزاوية لمفاصل الطرف السفلى للغطسات المختارة أثناء عملية الأرتقاء من خلال التقسيم .الموضوع : حركة اللوحة لاسفل، حركة اللوحة لأعلى والثلاث أوضاع التى قام الباحث بحساب زوايا أجزاء الجسم بها فوجد أنها تختلف فيما يلى :-

- لحظة التلامس مع اللوحة (نهاية الوثبة) .
- عند أدنى وضع (أنحناء) لحركة اللوحة لأسفل .
- عند لحظة الأنطلاق فى الهواء .

ب - إن الأتجاه النهائى للدوران يعتمد على علاقة القوة الخاصة بحركة اللوحة للأمام ولأعلى بوضع مركز ثقل كتلة جسم اللاعب .

جـ - تم اجراء مقارنة بين أزمنة الأرتكاز على اللوحة (لمرحلة الأرتقاء) ، وظهر منها أن أزمنة الأرتكاز فى الغطسات المختارة تتراوح ما بين ٣٨ر٠ ، ٤٨ر٠ ثانيه ، وأن أزمنة أرتكاز الرجال تزيد عن أزمنة أرتكاز السيدات .

٣ - ٤ السباحة

أولا - الدراسات الكينماتيكية

« تحديد الزاوية المثالية للأنطلاق فى البدء من المكعب فى السباحة » .

اسم الباحث .

ريتشارد جروفيرزاند ، جون رويرث R .Groversand and G. robert .

أهداف البحث :

تهدف هذه الدراسة إلى تحديد الزاوية المثالية التى يجب أن ينطلق بها الجسم للحصول على أكبر سرعة أفقية من وضع البدء فى سباقات السباحة .

أجراءات الدراسة العملية

١ ـ عينة البحث

شملت عينة البحث عدد ١٦ طالب من جامعة ميسورى . وتم تصوير كل لاعب فى أداء مهارة البدء خمسة مرات .

٢ وسائل جمع البيانات

استخدم الباحثان التحليل الكينماتوجرافى وحددا متغيرات الدراسة فيما يلى : ـ

ـ زاوية الأنطلاق .

ـ السرعة الأفقية .

ـ المجهود العضلى .

ـ النتائج والاستخلاصات .

أ ـ توصل هيستر إلى أن قيمة الزاوية المثالية للأنطلاق من وضع البدء فى السباحة ١٣ بالنسبة للاعب المتوسط ، كما أنها تختلف من فرد لأخر تبعاً لوزنه وهذه الأختلافات البسيطة لم تكن ذات تأثير ضار .

وتتفق نتائج هذه الدراسة مع هيستر فيما ذكر عن قيمة الزاوية ولكنها تختلف معه فى اتجاهها .

ب ـ يشير هيستر إلى أن اللاعب الثقيل يجب أن يدفع نفسه فى زاوية أعلى من زاوية قرينه الأخف وزنا ، ونتائج هذه الدراسة لا تعضد ذلك حيث وضح أن اللاعب يستفيد من القذف فى اتجاه الزاوية المثالية بغض النظر عن وزنه ، كما تعضد نتائج هذه الدراسة ما أشار اليه هيستر من أن أى انحراف دائرى لاتزيد قيمته عن ٩ عن الزاوية المثالية لا يسبب ضررا .

جـ ـ يجب الا يلتزم السباحون والمدربون بالقيمة المحددة تماما ولكن يكفى أن يتم الدفع فى اتجاه أقل من الأفقى .

د ـ أن كل لاعب يجب أن يقذف نفسه فى اتجاه الزاوية المثالية بغض النظر عن وزن كتلته .

الفصل الرابع

المراجع العربية

١ – أحمد حمادة وآخرون . الميكانيكا. الجهاز المركزى للكتب الجامعية والمدرسية والوسائل التعليمية. القاهرة ١٩٧٦م .

٢ – جمال علاء الدين • دراسات معملية فى بيوميكانيكا الحركات الرياضية، دار المعارف، ١٩٨١م .

٣ – جيرد هوخموث • الميكانيكا الحيوية وطرق البحث العلمى للحركات الرياضية. ترجمة كمال عبد الحميد، دار المعارف، القاهرة ، ١٩٧٨م .

٤ – رمزية الغريب . التقويم والقياس النفسى والتربوى، مكتبة الانجلو المصرية، ١٩٧٠م .

٥ – زكى الحبشى . علم الحركة فى المجال الرياضى، مكتبة القاهرة الحديثة، القاهرة، ١٩٦٤م .

٦ – سعد كامل أحمد معوض وآخرون . ديناميكية الجسم، ط ١، مطبعة المدنى، القاهرة، ١٩٧٥م .

٧ – سليمان على حسن ، القوى فى حركة الأنسان، صحيفة التربية الرياضية، السنة الثانية، العدد الثانى، كلية التربية للبنين، القاهرة، جامعة حلوان، ١٩٧٨م .

٨ – عادل عبد البصير على ، تحليل ديناميكية بعض حركات المرجحات من وضع الأرتكاز على جهاز المتوازيين، رسالة دكتوراة، كلية التربية الرياضية للبنين، القاهرة جامعة حلوان، ١٩٨٣م .

٩ – عبد النبى المغازى احمد خضر ، العلاقات الديناميكية المصاحبة لخطوة الحاجز، رسالة دكتوراة، كلية التربية الرياضية للبنين، القاهرة، جامعة حلوان، ١٩٨١م .

١٠ ـ عواطف محمد لبيب ، التشخيص العلمى للحركة الرياضية ، صحيفة التربية ، السنة الثانية ، العدد الثانى ، كلية التربية الرياضية للبنين ، القاهرة ، جامعة حلوان ، يونيو ١٩٧٨ .

١١ ـ صدقى سلام ، جمال العدوى ، العدو والجرى والتتابعات فى ألعاب القوى ، مطابع الدار البيضاء ، القاهرة ، ١٩٧٥م .

١٢ ـ فوزى يعقوب ، عادل عبد البصير ، النظريات والأسس العلمية لتدريب الجمباز ، الجزء الأول ، ط ٢ ، مكتبة الزمالك ، القاهرة ، ١٩٧٦م .

١٣ ـ ليف ليفينسون ، أسس الميكانيكا التطبيقية ، الجزء الأول ، دار ميرا للطباعة والنشر ، موسكو ، ١٩٦٨م .

١٤ ـ محمد صبحى حسانين ، التقويم والقياس فى التربية البدنية ، الجزء الأول ، دار الفكر العربى ، القاهرة ، ١٩٧٩م .

١٥ ـ محمد يوسف الشيخ ، الميكانيكا الحيوية وعلم الحركة ، دار المعارف ، القاهرة ، ١٩٦٩م .

المراجع الأجنبية

16 -Barrow, H. M., Mc Gee . **Apractical Approch to Measurement in physical Education, 2 nd ed ., Lea and Febiger, philadeliphia, 1973.**

17 -Barry, L. & others . **Practical Measurement for Evaluation of Phy . Ed** ..Burgess Publishing Company Minneapslis Minneapolis, 2 nd . Ed . 1976.

18 -Barry, L. & other . **Practical Measurement for Evaluation of Phy . Ed.,** Burgess publishing Company Minneapolis, Minnesota 2 nd . Ed.. 1974.

19 -Bergman, B.W. **Acinematographical and Kinmatic Analysis of the Center at gravity during the Kip on the High Horizontal Bar, M.A., in Phy . Ed., 1973,** Aahper, Completed Research in Hrper . Inc. International Sources, University of Mery Land College Park, Mery Land, 1973.

20 -Borms and others . **Biomechanical Study of Forward and back ward Gaint,** Vrije Universiteit Brussel, Brussel, ine. Paavo, Komi, International Series on Biomechanics, V-B, University Park Press Baltimore, 1976.

21 -Borrmann, G., . **Grattrnen, Sportverlg,** Berlin, 1962.

22 -Bouchmann, G., **On the Teaching Progression of Heavy Gymnastic elements structure,** International Paper for Foreigen Student graduated from German College for Phy. calature in Leipzig. **DHFK,** 1976.

23 -Braun, W. and O. Fischer. **Bestinmung der Tragheits Momente des Menschichen Korpers und Secner Glieder,** Ahh. dkg L.S.Gd W.Bd. Xiii, 1989.

24 -Broer, M., **An Introduction to kinesiology Englwood Cliffs,** N.J. Hall, 1968.

25 -Clayne R.J & Fisher A.G. **Scientific Basis of Athletic conditioning,** Lea and Febiger, Philadeliphia. 1975.

26 -Cooper, J.M & G Lasow, R.B. **Kinesiolgy, 4 th Ed.,** Louis C.V. Mosby, 1976.

27 -Dyson, G.. **The Mechanics of Athlelics,** University of London. Press LTP, 1962.

28 -Erling A. and Kurt J.. **Biomechanics VI - A,** international Series on Biomechanics, University Park Press-Baltimore, 1978.

29 -Francisx and others. **Track and Field Athletics,** 8 th Ed., Saint Louis, 1974.

30 -Hay, J.G. **The Biomechanical of Sports Techniques, 2 d. ed.,** Prentice-Hall, Inc., Englwood Cilff, 1978.

31 -Jim B. and Don W. **Dynamic Track and Field,** Allyn and Baco. **Inc.**. Boston. London. Sydney. Toronto. 1978.

32 -Kaneko, A. **Olympic Gymnastics, 3 rd ed** ., Sterling Publishing New York. 1979.

33 -Kreigh baum, E.. **The Mechanics of the Use of the Reuther Board during side Horse Vaulting,** Montana State University, Bozeman, International Series on Sport Sciencs. Vol. I. Biomechanics. Meryland. USA. 1974.

34 -Mariam. J. L., **Dynamics,** New york, Wiley. 1966.

35 -Meinel. K. Bewegungsleher. **Bgere,** Verlag Berlin, 1971.

36 -Miller. D. and Nelson. R.C. **Biomechanics of a Approach,** LEA & Febiger Philadeliphia 1973.

37 -Miller, E.M. **Biomechanics of sports,** Philadeliphaia, 1973.

38 -Ramy, M.R. " **The use of Angular Momentum in the Study of Long Jump** take-off. Inc., Ne lson, R.C., and More hause, C.A, ed. : Biomechanics IV, University Park Press, Baltimore, 1974.

39 -Sigersth P.O & Grinaker V.F. **Effect of Foot spacing Velocity in Sprints, R.Q.** 1962.

40 -Stock, M.. **In Fluence of Various Track Starting Positions on Speed, R.Q.,** 1962.

41 -Steben E.R and Bells.,. **Track and Field, An Admonistrative Aproach to the Science of coaching,** Wiley and Sons com., New york, 1978.

42 -Whitesett, C.E.,. **Some Dynamic Resonse Charactaristics of Wieghtless man** Technincal Documentary Report, AMR'L-TDR-63-18. Wright-patterson Air Force Base, Ohio.

43 -Wiloson, B.D. and Hay, J.G. **Comparison of Methods for Determinung the "Angular Momentum of Human Body,** ed., International Series on Biomechanics, Vol-Ib, Baltimore, University Park Press, 1976.

44 -Wiencke, B. "**The Round off : Amechanical Analysis of Skillfully executed Gymnastic Stunt,** M.S. in Phy. Ed., University Wiscons, 1972, Inc, AAHPER., Completed Research in HPER., vol-75, 1973.

45 -Zinkoveski, A.V and others. **Biomechanical Analysis of the Formation of Gymnastee Skill,"** ed : International Series on Biomechanices, Vol.IB, University Park Press, Baltimore, 1976.



الجهاز المركزى للكتب الجامعية والمدرسية

طبعة ١٩٨٣ / ١٩٨٤

دار فوزى للطباعة
١٧ شارع محمد عرفه - امبابه